

Fachbereich Humanwissenschaften  
(Erziehungswissenschaft, Psychologie und Sportwissenschaft)  
Technische Universität Darmstadt  
(D 17)

# **Belastungen der unteren Extremität im Handball und Volleyball**

---

**Eine Untersuchung zur Landung nach  
Sprungwürfen und Schmetterschlägen**

Genehmigte Dissertation zur Erlangung des  
akademischen Grades

Doktor der Naturwissenschaften

vorgelegt von

**Michael van Husen**

aus Münster

Tag der Einreichung: 1. Mai 2005

Tag der Prüfung: 23. Juni 2005

Referenten: Prof. Dr. Josef Wiemeyer  
Prof. Dr. Klaus Nicol

Darmstadt 2005

## **Danksagung**

Bei den Herren Prof. Dr. Kassat und Prof. Dr. Nicol bedanke ich mich für die langjährige Unterstützung im und nach dem Studium.

Herrn Prof. Dr. Josef Wiemeyer gilt mein Dank nicht nur für die Überlassung des Themas, sondern auch für die Betreuung sowohl der Arbeit als auch während der Studienzeit.

Ein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Klaus Peikenkamp für die große und bereitwillige Unterstützung und die vielen anregenden Diskussionen während der gesamten Promotionszeit.

Danken möchte ich allen Probanden, ohne deren sprunghaftes und treffsicheres Engagement keine Aufnahme möglich gewesen wäre.

Für das Korrekturlesen dieser Arbeit und weitergehende Unterstützung möchte ich mich bei Stefanie Wittler und meiner Schwester Angelika van Husen bedanken.

Ein sehr persönlicher Dank gilt meinen Eltern, die meinen Werdegang durch ihre vielfältige Unterstützung während der gesamten Ausbildungszeit überhaupt erst ermöglichten.

Meiner Familie möchte ich für die großartige Unterstützung danken. Obwohl gerade sie vielfach zurückstecken musste, konnte ich mich auch in schwierigen Phasen immer auf sie verlassen. Daher sei ihr auch diese Arbeit gewidmet.

Danke!

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Stand der Forschung .....</b>	<b>5</b>
2.1	Verletzungen und Überlastungsschäden der unteren Extremität .....	5
2.1.1	Volleyball .....	5
2.1.2	Handball .....	9
2.2	Belastung der unteren Extremität bei Landungen.....	11
2.2.1	Zum Verständnis von Belastung und Beanspruchung.....	11
2.2.2	Kinetik der unteren Extremität .....	14
2.2.3	Einflussfaktoren auf die maximale Belastung.....	18
2.2.4	Einfluss von äußeren Komponenten.....	22
2.2.5	Hinweise zur Landetechnik .....	25
2.2.6	Weitere Einflussgrößen .....	27
2.2.7	Vergleich der Belastung in anderen Sportarten.....	28
2.3	Allgemeine Forschungshypothesen .....	29
<b>3</b>	<b>Modellierung der unteren Extremität.....</b>	<b>30</b>
3.1	Zur Bestimmung der Belastung .....	30
3.1.1	In-vivo-Messungen.....	30
3.1.2	Modellberechnungen in der Literatur .....	31
3.2	Ziele und Annahmen des Modells .....	32
3.3	Beschreibung der anthropometrischen Eingabeparameter.....	35
3.3.1	Bestimmung der Gelenkzentren und -achsen .....	35
3.3.2	Definition der Koordinatensysteme.....	37
3.3.3	Bestimmung der Segmentschwerpunkte, Teilmassen und Trägheitsmomente	38
3.4	Modellberechnungen.....	39
3.5	Berechnung der Patellasehnenkraft und Auflagekraft der Patella .....	44
<b>4</b>	<b>Methodik .....</b>	<b>46</b>
4.1	Datengewinnung .....	46
4.1.1	Anthropometrische Daten.....	46
4.1.2	Kinemetrische Daten .....	46
4.1.3	Dynamometrische Daten .....	48

4.2	Weiterverarbeitung der Daten .....	48
4.3	Fehlerabschätzung.....	51
4.4	Auswerteparameter .....	54
4.4.1	Zur Auswahl von Parametern.....	55
4.4.2	Übersicht über die kinematischen und dynamometrischen Parameter.....	56
4.5	Fragestellungen und Hypothesen .....	59
4.6	Durchführung der Untersuchung .....	61
4.6.1	Versuchspersonen.....	61
4.6.2	Versuchsaufbau .....	62
4.6.3	Ablauf der Untersuchung .....	65
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>67</b>
5.1	Kinematische Analyse der Landung .....	67
5.1.1	Räumlicher Verlauf .....	67
5.1.2	Geschwindigkeitsverlauf .....	71
5.1.3	Beschleunigungsverlauf .....	72
5.1.4	Winkel- und Winkelgeschwindigkeitsverlauf von Knie- und Sprunggelenk..	74
5.1.5	Zusammenfassung der Analyse der kinematischen Parameter.....	77
5.2	Belastung bei der Landung nach Sprüngen.....	79
5.2.1	Bodenreaktionskräfte.....	79
5.2.2	Nettogelenkkräfte .....	80
5.2.3	Gelenkmomente .....	84
5.2.4	Patellasehnenkraft und Auflagekraft der Patella .....	86
5.3	Vergleiche zwischen verschiedenen Gruppen und Landetechniken.....	87
5.3.1	Vergleich zwischen beidbeinigen und einbeinigen Landungen .....	87
5.3.2	Vergleich handballspezifischer und volleyballspezifischer Landungen.....	91
5.4	Zusammenhänge verschiedener Parameter mit der Belastung.....	97
5.4.1	Sprunghöhe und -weite.....	97
5.4.2	Landehärte .....	100
5.4.3	Zeitpunkt des Fersenaufsatzes.....	101
5.4.4	Seitliche Kniebewegungen .....	104
5.4.5	Landedauer .....	105
5.4.6	Nachstellschritte .....	106
5.4.7	Komplexe Zusammenhänge der Parameter.....	107
5.4.8	Ermitteln von Regressionsgleichungen .....	110

<b>6 Diskussion.....</b>	<b>113</b>
6.1 Die Belastung der Gelenke bei Landungen.....	113
6.2 Möglichkeiten zur Reduktion von Belastungen.....	115
6.2.1 Parameter der Landetechnik .....	115
6.2.2 Komplexe Darstellung der Einflussfaktoren .....	123
6.2.3 Einfluss der Bodenbeschaffenheit .....	126
6.3 Vergleich der Belastung bei Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen	127
6.4 Hinweise zur Landetechnik.....	131
 <b>7 Zusammenfassung und Ausblick .....</b>	 <b>133</b>
 <b>Literatur .....</b>	 <b>136</b>
 <b>Anhang.....</b>	 <b>142</b>

# 1 Einleitung

Die Sportspiele Handball und Volleyball haben in Deutschland eine lange Tradition und erfreuen sich wachsender Beliebtheit.

So spielten im Jahr 2001 nach Angaben des DSB über 830.000 Mitglieder Handball und fast 525.000 Volleyball – mit steigender Tendenz.

Auf den ersten Blick besitzen diese beiden Mannschaftssportarten wenige Gemeinsamkeiten:

Handball war ursprünglich ein Spiel im Freien auf dem Großfeld. Erst seit 1970 wird sowohl national als auch international nur noch in der Halle gespielt. Das Ziel beim Handballspiel ist, den Ball in das gegnerische Tor zu werfen. Im Bemühen um eine möglichst gute Wurfausgangslage entstand ein Mannschaftssport mit starkem Körpereinsatz und Körperkontakt, wobei das Spielgeschehen sich in starkem Maße auf den Bereich zwischen dem 6- und 9-Meter-Kreis konzentriert. Die meisten Torwürfe (60%) werden im Vergleich der Spielpositionen von den Rückraumpositionen abgegeben (Schlegel, Nowak & Jaenichen, 1995). Um erfolgreich zu sein, ist der Rückraumspieler gefordert, den Ball am gegnerischen Block vorbei oder über den Block zu werfen.

Beim Volleyball hingegen wird das Spielfeld in zwei Hälften geteilt, die durch ein Netz getrennt sind. Durch diese Trennung der Mannschaften wird ein direkter Körperkontakt verhindert. Die Aufgabe beim Volleyball ist, den Ball in das gegnerische Feld zu schlagen. Als Erfolg versprechende Situation sind daher diejenigen Vorder- oder Hinterfeldangriffe anzusehen, bei denen ein möglichst günstiger Schlagwinkel erreicht werden kann, um entweder über den Block oder am Block vorbei zu schlagen. Für einen günstigen vertikalen Schlagwinkel ist insbesondere bei Hinterfeldangriffen die Sprunghöhe entscheidend. Auf die Bedeutung von Sprunghandlungen im Volleyball, zum Block oder zu Angriffsschlägen, weisen Papageorgiou und Hummerbrum (1987) hin.

Hieraus lässt sich erkennen, dass für beide Sportarten Sprunghandlungen eine enorme Bedeutung besitzen.

Als weitere Gemeinsamkeit weisen beide Sportarten eine hohe Verletzungsträchtigkeit auf. Handball gilt nach Andrén-Sandberg (1997) aufgrund der Anzahl und Schwere der Verletzungen im Vergleich zu anderen Mannschaftssportarten als eine der „härtesten Sportarten“. Auch Volleyball gehört in Deutschland zu den verletzungsträchtigsten Sportarten (Kass, 1995) und wird von Watkins (1997) als Hoch-Risiko-Sportart eingestuft. Für beide Sportarten zeigt sich, dass insbesondere Sprung- und Kniegelenke von Verletzungen betroffen sind (Gerberich, Luhmann, Finke, Priest & Beard, 1987; Warnick, 1993). Während beim Hand-

ball aufgrund des starken Körperkontaktes eine Verletzungssträchtigkeit zu vermuten ist, überrascht diese beim Volleyball auf den ersten Blick.

Als Risikofaktor für Verletzungen der unteren Extremität wird gerade die enorme Anzahl von Sprunghandlungen in beiden Sportarten angesehen. Auf einen entsprechenden Zusammenhang der hohen Anzahl an Sprüngen und der dabei auftretenden Belastungen weisen Untersuchungen von Schafle, Reque, Patton und Garrick (1990), Voigt und Richter (1991) und Kannus (1997) hin. Der Körper wird dabei einerseits beim Absprung und andererseits bei der Landung Belastungen ausgesetzt. So wird vielfach ein Zusammenhang zwischen der auftretenden Belastung bei Landungen und Verletzungen bzw. Überlastungsschäden vermutet. Beispielsweise werden als Ursache die hohen Bremskräfte bei Landungen (Steele & Milburn, 1988), falsche Landetechniken oder auch ungünstige Bodenverhältnisse (Dirksmeyer, 1997) gesehen.

Die auftretende Belastung bei der Landung und die daraus folgenden trainingspraktischen Konsequenzen müssten daher in der Literatur beider Sportarten thematisiert sein.

Dennoch wird im Handball die Belastung bei der Landung nur unzureichend behandelt. Hinsichtlich der Bewegungsbeschreibung des Wurfes wird entweder kaum auf die Landung eingegangen (Bredemeier, Späte, Schubert & Roth, 1992) oder Anweisungen wie Landung auf dem Sprungbein, also einbeinig (Käsler, 1980; Trosse, 1995), werden gegeben. Gerade hier scheint eine wissenschaftliche Erforschung notwendig, um sinnvolle Trainingshinweise zur Vermeidung von Verletzungen geben zu können.

Bezogen auf die Sportart Volleyball sind in der Literatur dagegen vermehrt Hinweise zu finden, die neben der Bewegungsbeschreibung der Landung auch Trainingsaspekte beinhalten (Dawel, 1992; Kremer, 1992; Henne, 1999). Im Normalfall beschränken sich diese Untersuchungen allerdings darauf, Messungen am Körper durchzuführen und dann auf die Belastungen zu schließen. Allein schon die auftretenden äußeren Kräfte legen die Notwendigkeit einer zu leistenden Gesundheitsvorsorge nahe (Voigt, 2000). Welche inneren Belastungen in den Strukturen vorherrschen, kann jedoch nicht direkt aus den äußeren Parametern geschlossen werden. Weiterführende Modellierungen, die auf die inneren Belastungen schließen lassen und damit Hinweise für die Praxis geben könnten, werden nicht durchgeführt.

Dabei lässt sich schon hier erahnen, dass sehr komplexe Wechselwirkungen vorliegen.

Untersuchungen, die die komplexen Bewegungsabläufe einer Landung im Handball und im Volleyball erfassen und die Belastung bestimmter Körperstrukturen angeben, sind daher von großer Bedeutung.

An diese Überlegungen knüpft nun die vorliegende Arbeit an, mit der mehrere **Ziele** verfolgt werden.

Mit der Studie soll

- ein besseres Verständnis der komplexen Bewegungsabläufe bei der Landung nach einem Sprungwurf bzw. Schmetterschlag erlangt werden,
- die Belastung der verschiedenen Körperstrukturen der unteren Extremität quantifiziert werden und
- der Einfluss, den verschiedene Faktoren auf die Belastung besitzen, bestimmt werden.

Mit diesen Zielen können die vielfach vermuteten Zusammenhänge zwischen der Belastung und den Verletzungen bzw. Überlastungsschäden für den Sprungwurf im Handball und den Schmetterschlag im Volleyball überprüft werden.

Aus den gewonnenen Erkenntnissen sollen letztendlich Hinweise für die Trainingspraxis, auf welche Weise die Belastung bei Landungen möglichst gering zu halten ist, formuliert werden.

### *Aufbau der Arbeit*

Das zweite Kapitel „Stand der Forschung“ dient dazu, den vermuteten Zusammenhang zwischen der bei der Landung auftretenden Belastung und den Verletzungen bzw. Überlastungsschäden näher zu erläutern. Dazu werden zunächst die Verletzungsprofile beider Sportarten aufgearbeitet. Bevor jedoch auf die Belastung bei Landungen eingegangen wird, ist eine Klärung der Begriffe Belastung und Beanspruchung vorzunehmen. Die Analyse der Belastung bei Landungen umfasst neben den Sportarten Handball und Volleyball auch weitere sportartspezifische Landungen.

Der Schwerpunkt des dritten Kapitels „Modellierung der unteren Extremität“ liegt in der Entwicklung des eigenen Modells. Hierzu gehören neben der Modellbeschreibung auch die Modellannahmen und Ziele, die mit diesem Modell verfolgt werden. Damit werden die Voraussetzungen für die Berechnung der Gelenkkräfte und -momente geschaffen, die im Weiteren dargestellt werden.

Die eigene Untersuchung wird im vierten Kapitel „Methodik“ dargestellt. Dieses Kapitel umfasst neben den Aspekten zur Erhebung und Weiterverarbeitung der Daten auch die damit verbundene Fehlerabschätzung. Die Auswahl der auszuwertenden Parameter und die Fragestellungen, denen in dieser Arbeit nachgegangen wird, werden anschließend thematisiert. Abschließend wird die Durchführung der Untersuchung dargestellt.

Im fünften Kapitel „Ergebnisse“ werden die Befunde der Arbeit aufgeführt. Als erstes werden die kinematischen Daten beschrieben, um einen Überblick über die „Phänomenologie“



der Landebewegung zu geben. Anschließend werden äußere und innere Belastungen bei der Landung aufgeführt, wobei der zentralen Frage nachgegangen wird, wie sich die Belastungen im Innern des Körpers fortpflanzen. Im Folgenden werden Vergleiche zwischen den Sportarten Handball und Volleyball sowie zwischen den Landearten beidbeinige und einbeinige Landung durchgeführt. Zentraler Aspekt des letzten Abschnitts der Ergebnisdarstellung ist die Frage nach dem Einfluss der Landetechniken auf die Belastung.

Im sechsten Kapitel „Diskussion“ wird ausgehend von den beschriebenen Fragestellungen auf die Ergebnisse Bezug genommen und diese hinsichtlich ihrer Relevanz diskutiert.

Den Abschluss der Arbeit bildet das siebte Kapitel „Zusammenfassung und Ausblick“, in dem die Arbeit in ihren wesentlichen Punkten zusammengefasst und auf die Perspektiven weiterführender Forschungsansätze hingewiesen wird.

## **2 Stand der Forschung**

Der erste Teil des Kapitels soll einen Überblick über die Verletzungen und Überlastungsschäden im Bereich der unteren Extremität bei Volley- und Handballspielern geben. Vielfach werden hierfür die hohen Belastungen als Ursache angesehen. Daher werden im zweiten Teil die Begriffe Belastung und Beanspruchung geklärt sowie deren Zusammenhang erläutert und anschließend die Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen im Hinblick auf die auftretenden Belastungen analysiert.

### **2.1 Verletzungen und Überlastungsschäden der unteren Extremität**

Obwohl beide Ballsportarten wenige Gemeinsamkeiten hinsichtlich der Spielstruktur haben, weisen sie in ihrer Verletzungshäufigkeit und deren Lokalisation einige Gemeinsamkeiten auf. Die einzelnen Befunde werden nach Sportarten getrennt dargestellt. Von Interesse sind die Verletzungen, die im Bereich der unteren Extremität auftreten. Unter dem Begriff der Verletzungen sind sowohl die akuten Verletzungen als auch die durch Verletzungen entstandenen Überlastungsschäden zu verstehen. Bei vielen Studien findet keine derartige Differenzierung statt, so dass nur insgesamt die Verletzungen angegeben werden. Im Handball lassen sich keine Studien zu Überlastungsschäden im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk finden, so dass nur die akuten Verletzungen präsentiert werden.

#### **2.1.1 Volleyball**

Volleyball gehört in Deutschland zu den verletzungsträchtigsten Sportarten (Kass, 1995). Watkins (1997) stuft Volleyball dementsprechend in die Gruppe der Hoch-Risiko-Sportarten ein. 53% aller Volleyballspieler waren innerhalb einer Saison verletzt, wie Watkins und Green (1992) in der Saison 1989/90 in der ersten Division der schottischen Nationalliga feststellten. Die Verteilung der Verletzungen differiert jedoch sehr deutlich hinsichtlich des Leistungsniveaus. Im Anfängerbereich sind vor allem die oberen Extremitäten, insbesondere die Finger, von Verletzungen betroffen (Erbach, Hawe & Bernett, 1988; Warnick, 1993). Mit zunehmender Leistungsstärke verschiebt sich die Verletzungshäufigkeit zu den unteren Extremitäten. Innerhalb der unteren Extremität spielen Verletzungen im Bereich des Sprung- und Kniegelenks eine dominierende Rolle, wohingegen das Hüftgelenk kaum von Verletzungen betroffen ist. In Tabelle 2.1 ist eine Auswahl von Studien zusammengefasst, die die Häufigkeit von Verletzungen des Knie- und Sprunggelenks bei Volleyballspielern aufzeigen. Aufgrund der Zielstellung der Arbeit werden nur die Untersuchungen herangezogen, bei denen die Personen nicht dem Anfängerbereich zuzuordnen sind.

Tab. 2.1: *Prozentualer Anteil der unteren Extremität an den gesamten Verletzungen im Volleyball bei ausgewählten Untersuchungen*

Autoren (Jahr)	Zahl der Verletzungen	Knie	Sprunggelenk	Bemerkung
Moraldo et al. (1981)	75	16 %	61 %	
Hell & Schönle (1985)	214	9 %	53 %	
Gerberich et al. (1987)	106	59 %	22 %	Rehabilitationsklinik
Frohberger et al. (1988)	367	32 %	16 %	incl. Überlastungsschäden
Feretti et al. (1990)		40 %		
Schafle et al. (1990)	145	11 %	18 %	incl. Überlastungsschäden
Watkins & Green (1992)	46	30 %	26 %	
Hölker & Wegener (1995)	58	26 % 60 %		Akutverletzungen Überlastungsschäden
Raschka et al. (1995)	203	7 %	57 %	Sportunfälle

Trotz des unterschiedlichen Untersuchungsklientels und verschiedener Ziele zeigt sich, dass sowohl Knie- als auch Sprunggelenksverletzungen einen sehr großen Anteil an den gesamten Verletzungen ausmachen. In vielen Studien (Gerberich, Luhmann, Finke, Priest & Beard, 1987; Frohberger, Sieber, Voigt & Eichinger, 1988; Feretti, Papandrea & Conteduca, 1990; Watkins & Green, 1992; Hölker & Wegener, 1995) sind Knieverletzungen die häufigsten Verletzungen. Bei Moraldo, Kirchner & Deussen (1981) und Hell und Schönle (1985) treten die häufigsten Verletzungen im Sprunggelenk auf.

Ähnlich hoch ist die Verletzungshäufigkeit des Sprunggelenks bei Raschka, Gläser und de Marées (1995). Sie führen den mit 40% hohen Anteil von Verletzungen durch das Umknicken im Sprunggelenk ohne Fremdeinwirkung auf.

Auch hinsichtlich der Überlastungsschäden nehmen diejenigen im Kniebereich eine bedeutende Rolle ein (Hölker & Wegener, 1995; Frohberger et al., 1988).

Im Bereich des Kniegelenks ist vor allem das Patellaspitzensyndrom bzw. das so genannte Springerknie von entscheidender Bedeutung. Hierunter werden chronische Schmerzzustände im Bereich des Sehnenansatzes an der Patella und/oder der Tibia verstanden (Watkins, 1997). Je nach Untersuchung (Feretti et al., 1990; Hölker & Wegener, 1995; Frohberger et al., 1988) haben 11-28% der Probanden das Patellaspitzensyndrom. Alle drei Untersuchungen geben für den zweithäufigsten Überlastungsschaden, die Chondropathia patellae, eine Verletzungshäufigkeit von knapp 10% an. Auch Kujala, Allto, Östermann und Dahlström (1989) weisen auf Springer-Knie-Symptome von einem Drittel der Volleyballspieler bei sportlicher Aktivität hin.

Als Ursache wird eine ganze Reihe von Möglichkeiten genannt. Sehr häufig wird die hohe Zahl an Sprüngen angegeben. Beispielsweise liegt für Kannus (1997) der Grund von Beeinträchtigungen des Sehnenkomplexes der unteren Extremität in den häufigen, sehr hohen Be-

lastungen, wie sie bei Landungen auftreten. Die Patellasehne wird dabei Kräften von circa. 8000 N ausgesetzt, im Gegensatz zu 500 N beim Gehen (Johnson, Wakeley & Watt, 1996). Nach Heuchert (1978) und Schafle et al. (1990) machen Spitzenspieler bis zu 150 maximale Vertikalsprünge pro Spiel. Diessner, Methner und Wittekopf (1985) sprechen sogar von 100-200 maximalen Sprüngen pro Spiel. Da die Reichhöhe im Volleyball ein entscheidender Faktor ist, bilden Sprünge oft das Kernstück des Trainings. Voigt und Richter (1991) geben eine Sprunganzahl von 100 pro Training an. Die hohe Frequenz wird daher sowohl durch das Spiel als auch durch die speziellen Sprungtrainingsformen erreicht (Briner & Kacmar 1997).

Auch wenn durch das Rallye-Point-System die Spiele kürzer werden und damit auch weniger gesprungen wird, ist nach Einschätzung von Kortmann<sup>1</sup> im Training eine umgekehrte Tendenz festzustellen. Gerade weil weniger Punkte ausgespielt werden, wird die Bedeutung des einzelnen Punktes erhöht. Daher muss die Effektivität der Angriffe verbessert werden, was im Training zu einer noch stärkeren Schwerpunktsetzung hinsichtlich der Steigerung der Sprungkraft führt. Somit wird die Anzahl von Schmetterschlägen erhöht.

Feretti, Puddu, Mariani und Neri (1984) konnten einen Zusammenhang zwischen der Häufigkeit des Auftretens von Springerkniesymptomen und der Zahl der Spieleinheiten sowie der Härte des Untergrundes herstellen (Abb. 2.1). Je größer die Zahl der Trainings- und Spieleinsätze ist, umso häufiger treten Springerkniesymptome auf. Bei mehr als 4 Trainingseinheiten und Spieleinsätzen pro Woche liegt die Häufigkeit von Springerkniesymptomen bei über 40% der Spieler. Aus diesen Beobachtungen lässt sich erklären, dass mit der Zunahme des Leistungsniveaus auch die Überlastungsschäden zunehmen.

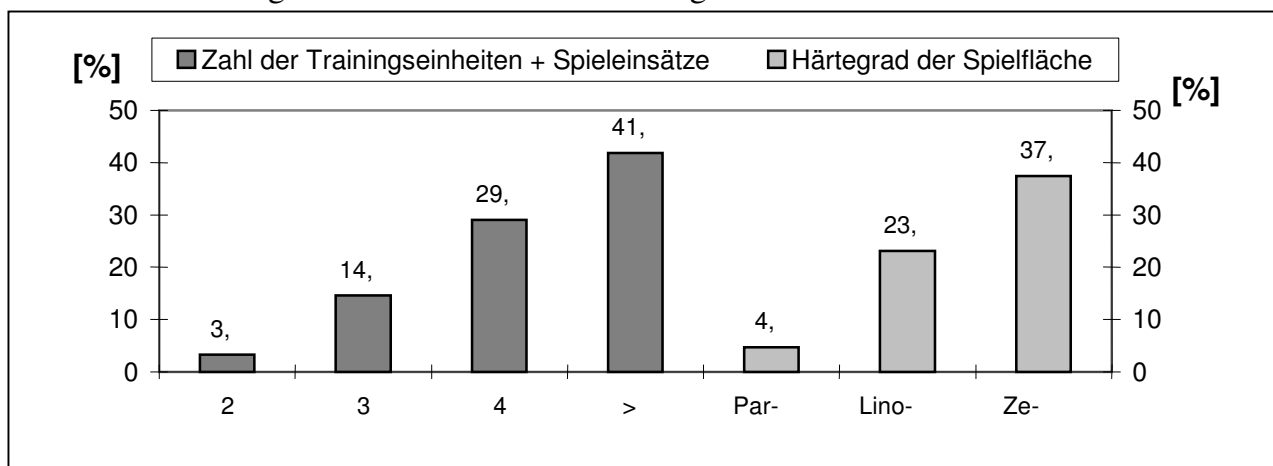


Abb. 2.1: Häufigkeit des Springerknies in Abhängigkeit von der wöchentlichen Spiel- und Trainingsfrequenz und vom Härtegrad der Spielfläche (mod. nach Feretti et al., 1984)

<sup>1</sup> Vortrag im Rahmen des 25. Internationalen Hochschul-Symposiums des Deutschen Volleyball-Verbandes 1999

Gleichmaßen groß sind auch die Unterschiede beim Auftreten von Springerkniesymptomen im Vergleich von verschiedenen Untergründen. Während beim Parkettboden die Häufigkeit des Springerknies mit 4,7% relativ selten ist, vergrößert sich die Häufigkeit über 23,2% beim Linoleum auf 37,5 % beim Zementboden. Auch van Soest, Roerbroeck, Bobbert, Huijing und van Ingen-Schenau (1985) und Watkins und Green (1992) weisen auf einen deutlichen Zusammenhang zwischen der Hallenbodenhärte und der Anzahl an Verletzungen hin. Als Art der Verletzung werden von Nigg und Denoth (1980) unter anderem Schienbein- und Achillessehnenbeschwerden, Ermüdungsfrakturen und Knorpelschädigungen genannt.

Obwohl bereits eine einzige Bewegung zu einem Schaden führen kann, verursachen nach Violetta (1995) harmlose, aber extrem häufig wiederholte Bewegungen Überlastungsverletzungen, insbesondere wenn die Erholungszeit zwischen den Sprüngen oder Sprungserien zu gering ist. Diese hohe Anzahl an Sprüngen ist nach Kujala et al. (1989) hauptverantwortlich für auftretende Knieschmerzen aufgrund von Mikro- und Makrorupturen. So ist nach Frohberger et al. (1988) ein erstmaliges Auftreten während intensiver Trainingsphasen mit Betonung des maximalen und submaximalen Sprungtrainings sowie nach Tiefsprüngen vorzufinden. Eine Summierung dieser Mikrotraumen durch rasche und häufige Wiederholung von Sprüngen kann zu Überlastungsschäden führen (Deussen, 1981).

Auch von anderen Autoren (Voigt & Richter, 1991) werden die Belastungen, die sich durch das häufige Springen und Landen ergeben, als Ursache von Beschwerden angegeben.

Sommer (1988) untersuchte, welche Belastungen sich in der Frontalebene ergeben können, und stellte bei seinem Probandengut von 15 männlichen Basket- und Volleyballspielern eine mediale Femurbewegung während der Landung fest, mit der Folge einer ungünstigen Valgus- und Inversionsstellung des Kniegelenks. Somit kann die Patella nicht in ihrer Schiene gleiten. Für die Patellasehne ergibt sich damit eine Belastungsrichtung, die nicht ausschließlich in der gewünschten Sagittalebene liegt. Er sieht hierin die Gefahr einer Überbeanspruchung von Gelenkknorpel und Patellasehne. Grundlegende Ursache für Ausweichbewegungen im Knie ist eine muskuläre Dysbalance, bestehend aus verkürzten (M. iliopsoas) und abgeschwächten Muskeln (Mm. glutei, Mm. ischiocrurales, Mm. abdominis), so dass eine Becken–Oberschenkelstabilisation nicht gewährleistet werden kann.

Auch für Sieber, Hünig und Schneider (1989) besteht ein Zusammenhang zwischen Muskelzustand und Belastung. Ein zunehmendes Ungleichgewicht der Kraftverhältnisse zwischen Quadriceps und Ischiocruralmuskulatur zu Ungunsten der Ischiocruralmuskulatur hängt mit einer schmerzhaften Chondropathia und dem Patellaspitzen-Syndrom zusammen.

Büttner-Janz und Schiller (1983) bemängeln, dass bei Schmetterschlägen im Volleyball die ganze Konzentration auf den Schmetterschlag gerichtet wird. Das Nachlassen der Konzentration kann zu Fußgelenksverletzungen durch Umknicken führen. Prokop (1981) nennt als Verletzungsursache neben Umknicken (32%) auch eine harte Landung (4%).

### 2.1.2 Handball

Im Gegensatz zum Volleyball hat die Anzahl der Sprünge beim Handball eine wesentlich geringere Bedeutung. Nach Heuchert (1978, S. 106) führt jeder Spieler durchschnittlich nur 4-5 Sprunghandlungen pro Spiel durch. Die Entwicklung im Handball hat zu einem schnelleren Spiel geführt (Jörgensen, 1993) und damit auch zu mehr Sprüngen und Landungen. Trotzdem werden nicht annähernd vergleichbar viele Sprunghandlungen wie im Volleyball durchgeführt. Dennoch zeigen sich zum Teil ähnliche Verletzungen und Verletzungslokalisationen.

Nach Andrén-Sandberg (1997) gilt Handball sowohl aufgrund der Anzahl der Verletzungen als auch ihrer Schwere als die härteste Sportart. Das Verletzungsrisiko eines Handballspielers im Laufe eines Jahres wird von Münker, Gerlach und Schreiber (1993) mit 68% geschätzt. Besonders die unteren Extremitäten sind von Verletzungen betroffen (Steuer & Hansis, 1995; Andrén-Sandberg, 1997). Tatsächlich zeigen auch andere Untersuchungen entsprechende Ergebnisse (Tab. 2.2).

Tab. 2.2: *Prozentualer Anteil der unteren Extremität an den gesamten Verletzungen im Hallenhandball bei ausgewählten Untersuchungen*

Autoren (Jahr)	Zahl der Verletzungen	Knie	Sprunggelenk	Bemerkung
<b>Leidinger et al. (1990)</b>	286	11,6 %	20,6 %	nur Männer
<b>Wolff (1991)</b>	237	18,3 %	12,5 %	
<b>Warnick (1993)</b>		24,3 %	29,1 %	
<b>Heck &amp; Henke (1995)</b>		19 %	25 %	
<b>Luck &amp; Glende (1996)</b>	256	11,7 %	13,7 %	nur Männer

Von allen Verletzungen entfallen je nach Studie die Hälfte oder fast die Hälfte auf die unteren Extremitäten. Die Sprunggelenksverletzungen machen mit 12,5% bis 29,1% den größten Anteil aus. Etwas niedriger liegt der Anteil der Kniegelenksverletzungen (11,6–24,3%). Allerdings zeigt sich nach Andrén-Sandberg (1997, S. 306), dass die Knieverletzungen deutlich schwerwiegender sind.

Obwohl als Ursachen für die einzelnen Verletzungen unterschiedliche Gründe angegeben werden, zeigten sich hinsichtlich der Bedeutung dieser Ursachen Übereinstimmungen. Durchgängig wird Einwirken durch einen Gegenspieler als sehr wesentlicher Punkt angesehen.

hen (Leidinger, Gast & Pförringer, 1990; Luck & Wolff, 1991; Luck & Glende, 1996). Leidinger et al. (1990) sehen in 48% der Verletzungen den Gegenspieler als maßgeblichen Unfallverursacher. Auf einen noch höheren Prozentsatz (55%) kommen Luck und Wolff (1991) in ihrer Untersuchung. Werden hier ausschließlich die männlichen Handballspieler betrachtet, steigt der prozentuale Anteil auf 63%. Fast die Hälfte aller Verletzungen (46%) wird durch Foulspiel hervorgerufen. Sehr unterschiedlich werden äußere Umstände als Ursache angegeben. Während Leidinger et al. (1990) einen sehr hohen Anteil postulieren, wird von Luck und Wolff (1991) mit 2 % nur ein sehr geringer Prozentsatz aufgeführt. Für die Autoren hingegen ist Eigenverschulden bzw. mangelnde Technik mit 29% eine bedeutende Ursache für Verletzungen. Bei den Knieverletzungen geben sie als Ursache Rotationsbewegungen mit fixiertem Fuß, z.B. nach Stemmbewegungen oder Landung aus dem Sprung, an. Als weitere Ursachen werden muskuläre Dysbalancen genannt: eine Verkürzung von Mm. ischio-crurales, M. soleus, M. rectus femoris und eine Abschwächung des M. tibialis anterior. So fanden Ludwig, Pieper und Pühler (1992) bzw. Pieper, Krödel und Quack (1998) bei Handballspielern einen Zusammenhang von verkürzten und abgeschwächten Muskeln und der Häufigkeit von Verletzungen. Auch Heck und Henke (1995) geben als Grund für Knie- und Sprunggelenksverletzungen muskuläre Dysbalancen an, wodurch eine stärkere Belastung von Gelenken, Bändern und Sehnen bedingt ist. Ein weiterer Grund ist für sie die schlechte Technik bei den einzelnen Bewegungsabläufen in Verbindung mit fehlender Koordination und Kraft. Nach Büttner-Janz und Schiller (1983) konzentriert sich der Handballspieler beim Sprungwurf – vergleichbar mit der Konzentration des Volleyballspielers auf die Schlagbewegung – sehr stark auf die Wurfbewegung. Ein anschließendes Nachlassen der Konzentration führt zu einer mangelnden Aufmerksamkeit bei der Landung, die somit als Ursache von Sprunggelenksverletzungen z.B. durch Umknicken in Frage kommt. Wolff (1991) kommt in seiner Fragebogenstudie zu dem Ergebnis, dass drei Viertel aller Sprunggelenksverletzungen nicht durch Gegnereinwirkung zu Stande kamen, sondern aus eigenem Verschulden (Landung auf Fuß, Umknicken, Landung nach einem Sprungwurf) resultierten.

Angaben zu handballbedingten Überlastungsschäden sind lediglich bei Leidinger et al. (1990) und Andrén-Sandberg (1997) zu finden. Nach Leidinger et al. (1990) klagen von den untersuchten Sportlern mehr als zwei Drittel über Sportschäden. Mit 27% für das Kniegelenk und 20% für das Sprunggelenk weisen diese Bereiche im Vergleich zu allen anderen auch den höchsten Anteil auf. Die Ergebnisse basieren auf einer Fragebogenanalyse von 286 männlichen Handballspielern unterschiedlicher Leistungsklassen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der Großteil der Verletzungen in der unteren Extremität, insbesondere beim Knie- und Sprunggelenk, zu finden ist. Die Art der Verletzungen unterscheidet sich zwischen Hand- und Volleyballspielern. Während bei Handballspie-

lern vorwiegend akute Verletzungen aufgeführt werden, zeigt sich bei Volleyballspielern auch ein sehr hoher Anteil an Überlastungsschäden. Vermutungen einzelner Autoren lassen den Schluss zu, dass gerade Sprunghandlungen inklusive der darauf folgenden Landung Auslöser von Verletzungen und im Weiteren von Überlastungsschäden sein können.

## **2.2 Belastung der unteren Extremität bei Landungen**

Die Aufgabe der Landungen ist, den Landeimpuls abzufangen. Dabei spielen die unteren Extremitäten eine entscheidende Rolle. Durch einen entsprechenden Muskeleinsatz kann die Bewegung bei der Landung im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk kontrolliert werden. Dabei erfahren die einzelnen Körperstrukturen wie Knochen und Knorpel eine Druckbelastung bzw. Sehnen und Muskeln eine Zugbelastung und sind somit einer bestimmten Beanspruchung ausgesetzt. Eine Aufgabe ist es daher, die Belastung bzw. Beanspruchung zu quantifizieren.

Bevor jedoch die Belastungen bei Landungen sowie verschiedene Einflussfaktoren auf die Belastung dargestellt werden, ist eine Klärung der Begriffe *Belastung* und *Beanspruchung* sinnvoll.

### **2.2.1 Zum Verständnis von Belastung und Beanspruchung**

Die Klärung der Begriffe erscheint notwendig, um Missverständnisse zu vermeiden, da in der Literatur die Begriffe Belastung und Beanspruchung vielfältig und in unterschiedlichen Zusammenhängen verwendet werden. Eine grobe Einteilung der Begriffe *Belastung* als auf den Körper wirkende Kräfte und *Beanspruchung* als Wirkung dieser Kräfte auf den Körper reicht nicht aus.

Um eine erste Einordnung des hier verwendeten Belastungsbegriffs vorzunehmen, kann man der Arbeitswissenschaft folgen, die eine Unterteilung der Belastungsarten in vier Bereiche vornimmt:

- physiologische Belastung,
- sensorische Belastung,
- psychologische Belastung,
- physikalische Belastung.

Dem letzten Bereich ist die mechanische Belastung zuzuordnen. Wenn in dieser Arbeit von der Belastung gesprochen wird, ist immer die mechanische Belastung gemeint, andernfalls wird der Begriff weiter spezifiziert.



Die (mechanische) Belastung kann als äußerer Reiz, der auf einen Organismus ausgeübt wird, verstanden werden. Derartige Reize können zu einer biologischen Reaktion des Organismus führen. Damit wird das grundlegende Verständnis widerspiegelt: Die Belastung hängt mit dem externen Reiz und die Beanspruchung mit der biologischen Reaktion zusammen (Ballreich & Baumann, 1988).

Dieses Verständnis findet sich auch in dem von Willimczik, Dausg und Olivier (1991) postulierten Belastungs-Beanspruchungs-Konzept wieder. Auf die Fragestellung dieser Arbeit bezogen entstehen Belastungen durch Kräfte in verschiedenen Körperstrukturen, die aufgrund individueller Eigenschaften einer Person zu einer entsprechenden Beanspruchung der jeweiligen Körperstruktur (z.B. Knochen, Bänder, Sehnen) führen.

Die aktuellste Erklärung der Begriffe ist bei Nicol (1999 und 2000) zu finden. Er veranschaulicht die Begriffe *Belastung* und *Beanspruchung* sowie deren Zusammenhang an Hand einer Brücke über einen Fluss mit einer Anzahl von Stützpfeilern, dessen Ufer die beiden Begriffe externer Reiz und die hieraus resultierende biologische Reaktion bilden (vgl. Abb. 2.2).


Ereignis	Externer Reiz				Biologische Reaktion		
							
Begriff	-----Belastung-----				- - - - -Beanspruchung-----		
Parameter	Bl 0	Bl 1	Bl 2	.....	Ba 2	Ba 1	Ba 0
Korrelationskoeffizien	0,3	0,4	0,5	.....	0,8	0,9	1,0

Abb. 2.2: Veranschaulichung der Ereignisse Externer Reiz / Biologische Reaktion durch Ufer an einem Fluss, der Begriffe Belastung / Beanspruchung durch Ufer- und Flussbereiche und der Belastungs-Parameter Bl 0, Bl 1 ... sowie der Beanspruchungs-Parameter Ba 0, Ba 1 ... durch Pfeiler einer die Ufer verbindenden Brücke. Die Reihung erfolgt durch Korrelation der Parameter mit dem direkt die biologische Reaktion beschreibenden Zielparameter Ba 0 (aus Nicol, 2000, S. 25)

Als Belastung wird der externe Reiz sowie ein Teil der Stützpfeiler bezeichnet, die restlichen Stützpfeiler sowie das andere Ufer bilden die Beanspruchung. Beide Begriffe können quantitativ durch verschiedene Parameter beschrieben werden, die dann als Belastungs- bzw. Beanspruchungsparameter bezeichnet werden. Als zukünftige Perspektive schlägt Nicol vor, die Wechselbeziehung zwischen diesen Parametern und der biologischen Reaktion zu bestimmen, um die Parameter dann nach dem Korrelationskoeffizienten reihen und so deren Leistungsfähigkeit zur Vorhersage der Beanspruchung beurteilen zu können. Für die Interpretation in Kausalzusammenhängen würden dann weitere Informationen benötigt.

Der Begriff der (mechanischen) Belastung wird in innere und äußere Belastung differenziert. Die Einteilung hängt dabei von dem zu betrachtenden System ab. Diese Größen sind alle unabhängig vom (menschlichen) Körper und durch physikalische Größen quantifiziert

(Belastungsdauer, Höhe der Belastung, Wiederholungsfrequenz). Eine weitergehende Aufteilung der inneren Belastung wird im Rahmen dieser Arbeit nicht vorgenommen.

Grundsätzlich kann die biologische Reaktion (Nigg, 1980) sowohl negativer als auch positiver Natur sein. Eine positive Reaktion kann beispielsweise die Veränderung der Knorpeldicke oder die Zunahme der Knochendichte sein. Damit wäre die Beanspruchung bei einer gleichen Belastung niedriger. Auf diese Weise kann durch Training ein Einfluss auf die Höhe der Beanspruchung ausgeübt werden. Diesen Aspekt der Einflussnahme auf die Höhe der Beanspruchung durch die jeweilige Person berücksichtigen Willimczik, Dausgs und Olivier (1991) in ihrem integrierten Belastungs-Beanspruchungs-Konzept.

Im Rahmen dieser Arbeit steht dagegen die negative biologische Reaktion in Form von Verletzungen und Überlastungsschäden im Vordergrund.

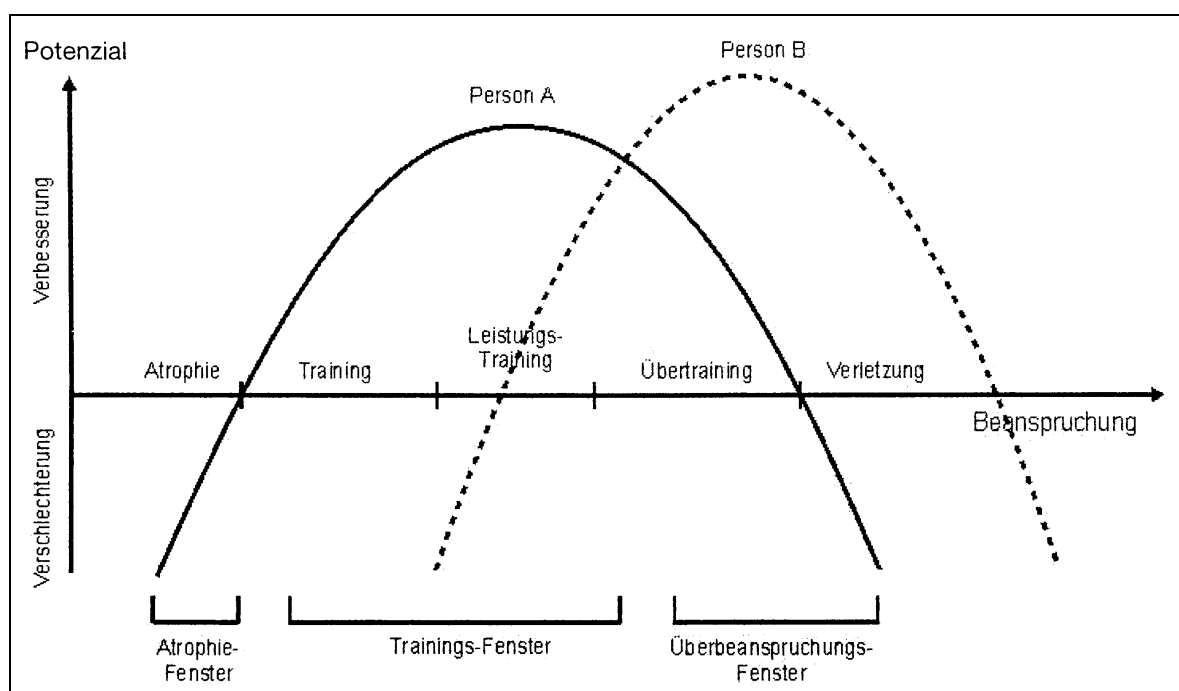


Abb. 2.3: Veränderung des Potenzials in Abhängigkeit der Beanspruchung (aus Nicol, 2001, S. 43)

Zu berücksichtigen ist, dass gleiche Belastungen bei zwei Personen zu unterschiedlichen Beanspruchungen führen können, die bei der ersten Person noch biopositiver Art, bei der zweiten hingegen schon bionegativ sein kann (vgl. Abb. 2.3). Damit würde im ersten Fall die Beanspruchung zu einem erhöhten Potenzial führen, im zweiten allerdings zu einer Verschlechterung, z.B. zu Verletzungen bzw. Überlastungsschäden.

Ebenfalls sind unterschiedliche biologische Reaktionen bei ein und derselben Belastung bezüglich einer Person denkbar. Eine gleiche Belastung kann somit im ermüdeten Zustand zu einer höheren Beanspruchung als im nicht ermüdeten Zustand führen (Willimczik, Dausgs & Olivier, 1991). Als Einflussgrößen von Auswirkungen bei Ermüdung werden von Willimc-

zik, Sahre, Pachur und Wieling (1991) mehrere Faktoren (Alter, Schwierigkeit der Aufgabe, Leistungsniveau, Fähigkeit der Konzentration) angesehen. Das Fertigniveau kann bei leichten Aufgaben trotz Ermüdung erhalten bleiben. Sie heben hervor, dass das Wirkungsgefüge zwischen der Ermüdung und dem sportmotorischen Fertigniveau sehr komplex ist.

Trotz der individuell abhängigen biologischen Reaktion können generelle Faktoren für hohe Belastungen ausgemacht werden. Als grundsätzliche Faktoren werden nach Hennig und Riehle (1988) bzw. McClay, Robinson, Andriacchi, Frederick, Martin, Valiant, Williams und Cavanagh (1994) vorwiegend folgende genannt:

- Maximalwerte,
- Belastungsdauer sowie
- Wiederholungsrate.

Da Sprunghandlungen den azyklischen Bewegungen zuzuordnen sind, bezieht sich die im folgenden Abschnitt dargestellte Belastungsanalyse der Landung auf die ersten beiden Faktoren.

### **2.2.2 Kinetik der unteren Extremität**

Die Landebewegung wird dabei kinematisch und dynamometrisch analysiert. Die Analyse der Literatur umfasst neben den Landungen aus den beiden behandelten Sportarten auch vergleichbare Landungen aus anderen Sportarten, wie Landungen nach Vertikalsprüngen im Basketball oder auch nach Niedersprüngen.

#### **Kinematische Analyse der Landung**

Eine ausführliche kinematische Analyse der Landung bei Niedersprüngen veröffentlichte McNitt-Gray (1991 und 1993). Sie untersuchte die Landung von 12 Turnern aus drei verschiedenen Höhen<sup>2</sup>. Die Ergebnisse der mittleren Sprunghöhe von 72 cm sollen hier dargestellt werden, da diese den Sprunghöhen in den Sportspielen entspricht (Leidig, 1986; Letzelter, Scholl & Dafferner, 1993). Die erwartete Aufprallgeschwindigkeit betrug 3,76 m/s. Während diese Geschwindigkeit am Hüftgelenk auch festgestellt wurde, lag die Geschwindigkeit bei Landebeginn im Knie- und Sprunggelenk mit ungefähr 3,2 m/s niedriger, was durch das Anziehen des Beins als Landevorbereitung erklärt werden kann. Das Abbremsen im Sprunggelenk erfolgt unmittelbar nach Fußaufsatz. Je weiter proximal die Gelenke liegen, desto später und weniger stark wird abgebremst (McNitt-Gray, 1991, S. 210). Zu Landebeginn beträgt der Kniewinkel 159°, er verringert sich im Verlauf der Landung auf 86°.

---

<sup>2</sup> In ihrer Studie untersuchte McNitt-Gray zwei Gruppen. Die von ihr vorgenommene Unterteilung in Wettkampf- und Freizeitturner ist im Hinblick auf diese Arbeit nicht interessant. Daher werden die Ergebnisse zu einer Gruppe zusammengefasst und gemittelt dargestellt.

Entsprechend ergeben sich die Werte für das Sprunggelenk von  $131^\circ$  und  $81^\circ$ . Für das Hüftgelenk wurde ein minimaler Winkel von  $84^\circ$  festgestellt. In der gleichen Größenordnung liegen die von DeVita und Skelly (1992) veröffentlichten Werte. Bei weichen Landungen nach Niedersprüngen aus 59 cm Höhe von 8 Volley- und Basketballern stellten sie einen minimalen Kniewinkel von  $77^\circ$  fest. Bei harten Landungen hingegen lag der minimale Kniewinkel von  $117^\circ$  deutlich höher.

Hinsichtlich der maximalen Winkelgeschwindigkeiten bei Gelenkflexion lassen sich für das Sprunggelenk  $1202^\circ/\text{s}$ , für das Knie  $745^\circ/\text{s}$  und für die Hüfte  $564^\circ/\text{s}$  feststellen (McNitt-Gray, 1991 und 1993), es zeigt sich eine deutliche Tendenz einer geringeren Winkelgeschwindigkeit von distal nach proximal.

### Dynamometrische Analyse der Landung

Als erstes werden die *maximalen Kraftwerte* analysiert.

Bei der Landung nach Sprüngen treten die größten Kräfte unter der Ferse auf, auch wenn die Landung zunächst auf dem Vorfuß erfolgt (Stacoff, Kälin & Stüssi, 1987; Gross & Bunch, 1989). Die zweithöchsten Kräfte sind im medialen Vorfußbereich insbesondere unter dem Metatarsalkopf I zu finden (Gross & Bunch, 1989). Nach lateral gesehen werden die Kräfte unter dem Vorfußbereich geringer.

Stacoff et al. (1987) untersuchten die auftretenden Kräfte bei der Landung nach einem Volleyball-Blocksprung (vgl. Abb. 2.4). Die Sprunghöhen lagen zwischen 35 cm und 80 cm. Für den Vorfußbereich stellten sie maximale Kräfte von 1000-2000 N fest. Wesentlich höher lagen die Kräfte unter der Ferse. Die absoluten Spitzenwerte lagen bei 6500 N, was in etwa dem 7-fachen des Körpergewichts (abgekürzt mit G) entspricht.

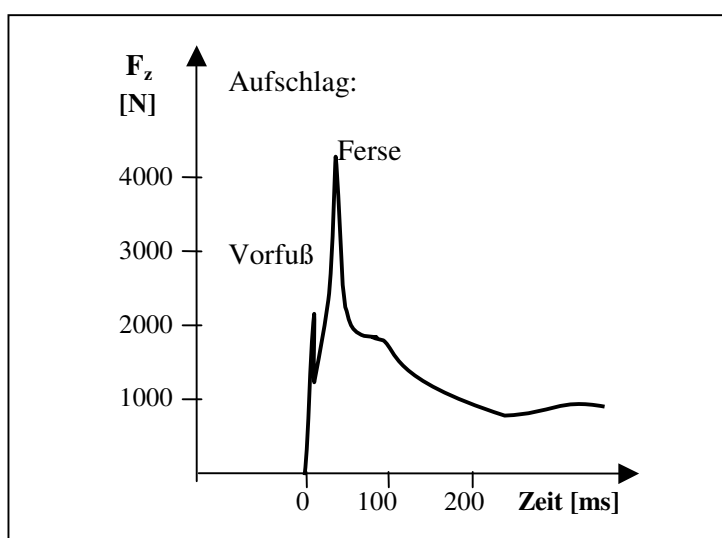


Abb. 2.4: Beispiel einer typischen vertikalen Bodenreaktionskurve bei der Landung nach einem Block (mod. nach Stacoff et al., 1987, S. 461)

Bei Kälin, Stacoff, Denoth und Stüssi (1988) ergeben sich bei der beidbeinigen Landung nach einem Sprung aus 45 cm Höhe ebenfalls zwei Spitzenwerte. Im Vorfußbereich liegen diese bei 1500 N, im Rückfußbereich bei 3900 N.

Einen vergleichbar hohen Wert von 6,4 G konnte McNitt-Gray bei Niedersprüngen von Turnern aus einer Höhe von 72 cm feststellen. Entsprechend der geringeren Höhe von 60 cm maßen Liebermann und Godman (1991) geringere Spitzenkräfte von 4,2 G. Dagegen veröffentlichten Ozguven und Berme (1988) maximale Vertikalkräfte von 5-7 G bei Landungen aus 45 cm Höhe sowie McNair und Prapavessis (1999) vertikale Kraftspitzen von 4,5 G bei Landungen aus 30 cm Höhe.

Von Nigg (1988) werden im Volleyball je nach Sprungart unterschiedliche Kraftspitzen angegeben. Während bei der Landung nach einem Schmetterschlag 6,4 G gemessen wurden, lag der maximale Wert bei der Landung nach einem Block mit 4 G deutlich niedriger. Diese Ergebnisse wurden von Richards, Ajemian, Wiley und Zernicke (1996) bestätigt. Sie konnten bei synchronen Landungen nach einem Schmetterschlag unter einem Fuß passive vertikale Kraftspitzen von bis zu 6 G feststellen. Diese Werte sind damit fast doppelt so hoch wie bei der Landung nach einem Block.

McClay et al. (1994) veröffentlichten Bodenreaktionskräfte bei Landungen von Basketballspielern (Tab. 2.3). Während die gemittelten vertikalen Kraftspitzen mit den oben angegebenen vergleichbar sind, fällt die große Bandbreite in jeder der drei Koordinatenrichtungen auf, die sich insbesondere bei Landungen nach Sprungwürfen ergeben. Damit sind auch in den beiden anderen Koordinatenrichtungen in Extremfällen große Kraftspitzen nachweisbar.

Tab. 2.3: *Maximale Bodenreaktionskräfte (in G) von Profi-Basketballern bei ausgewählten Landungen nach McClay et al. (1994, S. 229); in Richtung anterior/posterior beschreiben positive Werte Vortrieb, negative Bremswirkung, in Querrichtung bedeuten positive Werte laterale und negative Werte mediale Bodenreaktionskräfte (N = 24)*

Landung nach	vertikal		anterior/posterior		medial/lateral	
	<i>M</i>	Bandbreite	<i>M</i>	Bandbreite	<i>M</i>	Bandbreite
<b>Sprungwurf</b>	6,0	3,1 – 9,8	1,1	-2,4 – 2,2	-0,3	-0,6 – 0,3
<b>Vertikalsprung</b>	4,3	3,2 – 7,8	1,1	-1,2 – 1,7	-0,4	-0,9 – 0,3

Bei der Analyse der *Zeitpunkte der Kraftspitzen* stellten DeVita und Skelly (1992) bei einer Studie mit 8 Volley- und Basketballern zu Niedersprüngen aus 59 cm Höhe fest, dass die Spitzenwerte im Intervall von 15-53 ms nach Landebeginn auftraten.

Einen späteren Zeitpunkt von 48-60 ms veröffentlichten Liebermann und Godman (1991) bei 6 Probanden aus Fallhöhen von 60 cm und 90 cm. Allerdings kann die Aufgabenstellung, möglichst leise zu landen, den Zeitpunkt des Fersenaufsatzes beeinflusst haben.

Im Zusammenhang mit der Kraftspitze und den Zeitpunkten steht die Krafrate. Diese wird jedoch sehr selten als Parameter zur Beurteilung der äußeren Belastung bei Landungen eingesetzt. Watkins (1997, S. 315) stellt hohe Krafraten von 160-170 G/s beim Absprung zum Schmetterschlag bei Volleyballspielern fest, wodurch Impulswellen ausgelöst werden, die sich im Körper ausbreiten und bei ständiger Wiederholung zu Überlastungsschäden, z.B. im Bereich des Gelenkknorpels, führen können.

Angaben zu den maximalen *Gelenkmomenten*, die bei Landungen auftreten, sind bei Liu (1993) und McNitt-Gray (1993) zu finden.

Liu modelliert die untere Extremität im Hinblick auf die Kinetik des leichtathletischen Sprints. Dabei werden auch verschiedene Trainingsübungen wie Tiefsprünge untersucht. Bei den Niedersprüngen (drop jumps) aus verschiedenen Höhen ergeben sich folgende Maximalwerte (Tab. 2.4):

Tab. 2.4: *Maximales, auf die Körpermasse bezogenes Flexoren- und Extensorenmoment (Nm/kg) von jeweils drei Niedersprüngen (drop jumps) pro Höhe bei einem Probanden (Liu, 1993, S.77)*

Höhe	Sprunggelenk	Knie		Hüfte	
	Plantarflexion	1. Extension	2. Extension	Flexion	Extension
<b>56 cm</b>	5,1	7,0	5,8	9,6	4,2
<b>64 cm</b>	3,4	5,3	7,1	7,4	5,5
<b>72 cm</b>	5,4	6,5	5,9	8,5	8,9

Während der gesamten Landebewegung konnte im Sprunggelenk ein Plantarflexorenmoment festgestellt werden. Dieses Maximalmoment wird als hauptsächlicher Indikator der mechanischen Belastung der Plantarflexoren und der Achillessehne betrachtet. Im Kniegelenk ergaben sich ausschließlich Extensorenmomente mit zwei Maximalwerten. Das Kniestreckmoment wird durch die Auslösung des Reflexes der Kniestrecker bedingt. Im Hüftgelenk wechselte die Momentenrichtung. Nach einem Flexionsmoment, dessen Maximum zeitgleich mit dem ersten Extensionsmoment im Kniegelenk lag, trat ein Extensionsmoment auf. Trotz geringer Höhenunterschiede konnte eine Zunahme der Maximalwerte nach proximal festgestellt werden (Liu, 1993, S. 79).

Da die dargestellten Ergebnisse nur von einem Probanden (bei drei Versuchen pro Sprunghöhe) stammen, können keine generellen Aussagen zum Zusammenhang von Sprunghöhe und maximalen Momenten gemacht werden.

In der gleichen Größenordnung liegen die Angaben von McNitt-Gray (1993) bei Landungen aus 72 cm Höhe. Als maximale Extensorenmomente werden für das Sprunggelenk 6,1 Nm/kg angegeben. Während die Extensorenmomente im Knie mit 3,8 bzw. 4,6 Nm/kg etwas niedriger liegen, ist das Gelenkmoment im Hüftgelenk (12,1 Nm/kg) deutlich größer. Die Hauptarbeit der Extensoren muss innerhalb der ersten Hälfte der Landephase erfolgen. Mit einer zunehmenden Aufprallgeschwindigkeit werden auch die Extensoren von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk stärker beansprucht.

### 2.2.3 Einflussfaktoren auf die maximale Belastung

In der Literatur sind mehrere Faktoren zu finden, die einen Einfluss auf die maximale Belastung ausüben. Im Einzelnen wird daher auf den Zusammenhang mit den Aspekten Sprunghöhe, Landehärte und Zeitpunkt des Fersenaufsatzes bzw. des Fußaufsatzes eingegangen.

#### Zusammenhang von Sprunghöhe und Belastung

Die Ergebnisse in der Literatur belegen einen klaren Zusammenhang zwischen der Sprunghöhe und der maximalen Belastung (Dufek & Bates, 1990; Liebermann & Godman, 1991; McNitt-Gray, 1993; Caster, 1998; Zhang, Bates & Dufek, 2000).

Der Zusammenhang soll an den Ergebnissen der Studie von McNitt-Gray verdeutlicht werden (Tab. 2.5), in der bei Landungen aus drei verschiedenen Höhen die Kinetik der unteren Extremität untersucht wird.

Die einzelnen Gelenkwinkel zeigen ein unterschiedliches Verhalten. Während der minimale Sprunggelenkwinkel nahezu unverändert bleibt, verringern sich Knie- und Hüftwinkel bei zunehmender Sprunghöhe. Bezogen auf die Winkelgeschwindigkeit ergibt sich eine Zunahme der maximalen Flexionsgeschwindigkeit in den Gelenken, je höher gesprungen wird. Diese nimmt von distal nach proximal ab. Bei größeren Sprunghöhen lassen sich demnach zwei Reaktionsmechanismen feststellen, um den größeren Impuls aufzufangen.

Tab. 2.5: *Kinematische Parameter bei Landungen aus verschiedenen Höhen nach McNitt-Gray (1991 und 1993). Statistisch signifikant ( $N = 6$ ,  $p < .05$ ) unterscheiden sich die drei Sprunghöhen bezüglich der Parameter Landedauer, minimaler Winkel ( $\varphi_{\min}$ ) im Knie- und Hüftgelenk und maximale Gelenkwinkelgeschwindigkeit ( $\omega_{\max}$ ) im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk*

Höhe [m]	Landedauer [s]	Sprunggelenk		Knie		Hüfte	
		$\varphi_{\min}$ [°]	$\omega_{\max}$ [°/s]	$\varphi_{\min}$ [°]	$\omega_{\max}$ [°/s]	$\varphi_{\min}$ [°]	$\omega_{\max}$ [°/s]
0,32	0,235	82	-1009	103	-628	111	-365
0,72	0,272	81	-1202	86	-745	84	-564
1,28	0,283	80	-1377	69	-927	55	-702

Entsprechende Ergebnisse erhält Caster (1998) bei Landungen aus vier verschiedenen Höhen (16 cm, 32 cm, 48 cm, 64 cm) von je vier Wettkampf- und Freizeitturnerinnen. Er stellt zudem signifikante Unterschiede der Gruppen bezogen auf den Hüft- und Kniewinkel zu

Beginn der Landung sowie zum Zeitpunkt des minimalen Kniewinkels fest. Weiterhin zeigen sich signifikante Unterschiede hinsichtlich der passiven Kraftspitzen, nicht aber beim aktiven Kraftmaximum. Bei diesem Parameter zeigt sich, dass bei den niedrigen Höhen keine Unterschiede bestehen und somit erst größere Höhen sich auf das aktive Kraftmaximum auswirken.

Inwieweit Winkelgeschwindigkeiten und maximale Belastung zusammenhängen können, führt Dawel (1988) aus. Unzureichende muskuläre Vorspannungen verursachen unmittelbar nach der Landung hohe Winkelgeschwindigkeiten im Knie- und Sprunggelenk, was zu einer schnellen und starken Dehnung der Streckschlinge der unteren Extremität führt. Ausgelöst wird eine sehr hohe Reflexaktivität, wodurch das Abbremsen auf einem kleineren Winkelbereich erfolgt und ein hohes vertikales Kraftmaximum aufgrund der härteren Landung zu erklären ist.

Welche Auswirkungen unterschiedliche Sprunghöhen auf dynamometrische Parameter haben, zeigt die Untersuchung von McNitt-Gray (1993, siehe Tab.2.6).

Tab. 2.6: *Dynamometrische Parameter bei Landungen aus drei verschiedenen Höhen nach McNitt-Gray (1993, N = 6) — SG - Sprunggelenk*

Höhe [m]	maximale Kraft [G] Boden	maximale Extensorenmomente [Nm/kg]			
		SG	Knie		Hüfte
			1. Max.	2. Max.	
0,32	4,1	4,3	1,8	2,6	7,6
0,72	6,4	5,6	4,0	4,4	11,4
1,28	10,0	7,0	7,6	6,5	20,3

Deutlich zu erkennen ist, dass mit Vergrößerung der Sprunghöhe eine starke Zunahme der vertikalen Kraft verbunden ist. Auch die Extensorenmomente verändern sich in der erwarteten Richtung. Mit einer zunehmenden Landegeschwindigkeit vergrößern sich die Gelenkmomente, und die Muskelextensoren müssen mehr leisten.

Gelenkmomente der Extensoren steigen somit bei größeren Sprunghöhen aufgrund der daraus resultierenden zunehmenden Geschwindigkeit bei der Landung an.

Die Höhenunterschiede der einzelnen Stufen bei McNitt-Gray (1993) und Caster (1998) sind allerdings beträchtlich (16-50 cm). Interessant ist in diesem Zusammenhang die Untersuchung von Caster und Bates (1995). Ihr Ziel war es, den Beitrag von Kontrollmechanismen bei der Landung im Hinblick auf mechanische und neuromuskuläre Reaktionsstrategien zu finden. Von vier Probanden, die aus konstanter Höhe von 60 cm sprangen, wurden drei Sprungreihen untersucht. Während die erste und letzte Reihe mit Normalgewicht durchgeführt wurde, mussten die Probanden in der zweiten mit Zusatzgewichten von 1-1,8 kg an



den Fußgelenken springen. Als Kriterien wurden die passiven Kraftspitzen (Vorfuß-, Fersenaufsatz) und der Landeimpuls ausgewählt. Erwartet wurde eine mechanische Reaktion, d.h. ein Anwachsen der Aufprallkräfte je nach hinzugefügter Masse. Auf eine neuromuskuläre Reaktion wurde dann geschlossen, wenn sich beim Hinzufügen der jeweiligen Masse gleiche oder geringere Aufprallkräfte zeigten. Aufgrund fehlender Unterschiede bei den Kraftspitzen kamen Caster und Bates zu dem Schluss, dass vielfältige und komplexe Reaktionsmechanismen bei den einzelnen Probanden existieren. Eine Verallgemeinerung ist jedoch aufgrund der geringen Probandenzahl nicht möglich.

### **Zusammenhang von Fußaufsatz und Belastung**

Entscheidendes Kriterium ist der Fußwinkel in der Sagittalebene bei Landebeginn und dem damit zusammenhängenden Zeitpunkt des Fersenaufsatzes. Während bei steilerer Fußstellung (Vorfußlandung) die Ferse deutlich nach dem Aufsetzen des Vorfußes auf den Boden schlägt, setzen bei einer flacheren Fußstellung (Flachfußlandung) Vorfuß und Ferse nahezu gleichzeitig auf. Hierzu konnten Dufek und Bates (1990) in ihrer Studie zu Aufprallkräften bei Landungen feststellen, dass die maximale Bodenreaktionskraft bei Flachfußlandungen im Vergleich zu Vorfußlandungen deutlich höher ist. Daher sind Vorfußlandungen aus Belastungsgründen Flachfußlandungen vorzuziehen. Die Studie umfasste Landungen von drei Probanden nach kombinierten Hoch- und Weitsprüngen zwischen 40 cm und 100 cm.

### **Zusammenhang von Landehärte und Belastung**

Vorrangiges Kriterium der Studien zur Klassifizierung der Härte der Landung ist der Kniewinkel, wobei eine Unterteilung in zwei oder drei Gruppen vorgenommen wird. Bei einer Zweiteilung werden Landungen mit einer Knieflexion von unter 90° als harte Landungen und über 90° als weiche Landungen definiert (DeVita & Skelly, 1992), während Dufek und Bates (1990) eine Dreiteilung ( $> 110^\circ$ ,  $75-110^\circ$ ,  $< 75^\circ$ ) zur Klassifizierung der Landehärte vornehmen.<sup>3</sup>

Aus den Studien geht ein eindeutiger Zusammenhang von Landehärte und mechanischer Belastung hervor: Härtere Landungen führen zu höheren Kraftspitzen (Stacoff et al., 1987; Nigg, 1980; Dufek & Bates, 1990; DeVita & Skelly, 1992; Zhang et al., 2000).

Stacoff et al. (1987) geben – ohne Einteilung in Gruppen – einen deutlichen Zusammenhang ( $r > .65$ ) dieser beiden Parameter an. Eine niedrigere Korrelation ( $r < .4$ ) stellten Veloso, Correia, Santos und Abrantes (1995) bei Landungen aus 45 cm Höhe in ihrer Untersuchung fest. Dieser Wert kann möglicherweise durch das Zusammenfassen der Bedingungen (barfuß, weicher und harter Volleyballschuh) beeinflusst sein.

---

<sup>3</sup> Diese Studien sind als quasiexperimentell zu bezeichnen.

Lediglich beim Doppelsalto rückwärts berichten Panzer, Wood, Bates und Mason (1988) von umgekehrten Ergebnissen. Gemessen wurden jeweils die Bodenreaktionskräfte des linken und des rechten Beines von 12 Turnern. Zudem wurde die Bewegung mit einer Kamera (100 Hz) aufgenommen. Bei 11 von 12 Probanden waren die vertikalen Kräfte bei kleinerem Kniewinkel größer. In diesem Zusammenhang sei noch erwähnt, dass die höchsten Belastungen bei asymmetrischen, gerade noch erfolgreich durchgeführten Versuchen gemessen wurden. Für das eine Bein ergaben sich zwar niedrigere Belastungen, dafür lagen sie beim anderen wesentlich höher.

Beim Vergleich von harten und weichen Landungen geben DeVita und Skelly (1992) an, dass die Muskelarbeit bei weichen Landungen höher ist als bei harten Landungen. Sie schließen daraus, dass bei weichen Landungen die Muskeln mehr kinetische Energie absorbieren. Bei harten Landungen wird die Energie von anderen Systemen, insbesondere dem Skelettsystem, aufgenommen und dieses dadurch einem höheren Stress ausgesetzt. Insbesondere das Knie muss bei vielen Landungen die Energie absorbieren.

So gesehen wird es verständlich, dass durch den Einsatz von Muskelkräften die Belastung des Skeletts im Bereich der unteren Extremität verringert werden kann. Henne (1999, S. 9) gibt an, dass eine qualitativ und quantitativ gut arbeitende Muskulatur die Belastung um bis zu 50% verringern kann.

Stein und Rauscher (1989) führen auf, welche Möglichkeiten für sie in Frage kommen, um die mechanische Belastung bei der Landung zu reduzieren. Sie nennen drei Bewegungshandlungen, die zur Entlastung der unteren Extremität aufgrund geringerer vertikaler Bodenreaktionskräfte führen (Stein & Rauscher, 1989, S. 87):

- die Verringerung der Aufsetzgeschwindigkeit des Fußes zu Landebeginn,
- zweckmäßig koordinierte Haupt- und Armschwungbewegungen, indem die Arme während der Landephase zum Abbremsen des Landeimpulses nach unten gezogen werden, und
- die Verlängerung der Bremszeit.

Ziel dieser Aktionen ist eine Nivellierung des Kraft-Zeit-Verlaufs der vertikalen Bodenreaktionskräfte bei der Landung (vgl. Abb. 2.5).

Dargestellt werden im oberen Teil die Verläufe der Gelenkwinkel und im unteren Teil der entsprechende Kraftverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft bei einer harten und einer weichen Landung. Deutliche Unterschiede sind bezüglich der Landedauer, der Gelenkwinkel und der Maximalkraft zu erkennen. Bei der weichen Landung ist eine größere Flexion im

Knie- und Hüftgelenk zu erkennen und die Landephase erstreckt sich über einen längeren Zeitraum. Zudem werden geringere Kraftspitzen gemessen.

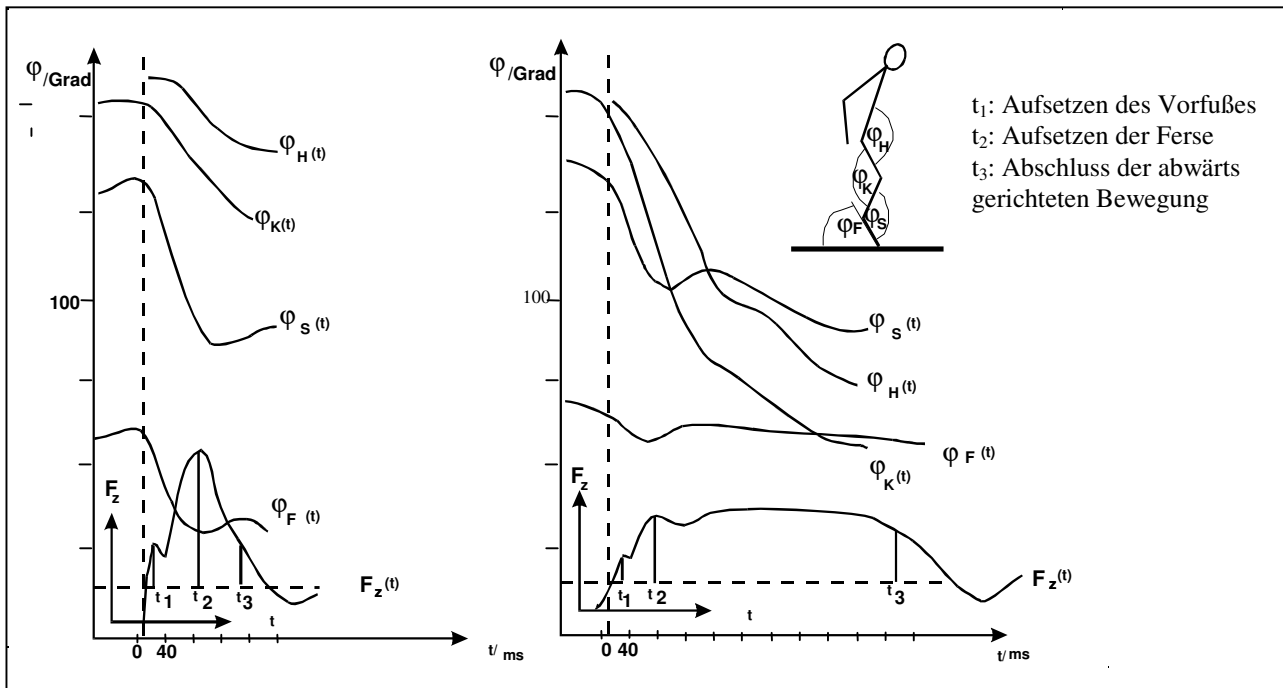


Abb. 2.5: Vergleich von harter (links) und weicher (rechts) Landung nach einem Schlusstrecksprung (aus Stein & Rauscher, 1989, S. 88)

Da bei einer gleichen Sprunghöhe der Landeimpuls vorgegeben ist, muss bei einer konstanten Landedauer die Kraft auf einer Höhe verlaufen, um die Spitzenwerte klein zu halten. Dieser Effekt soll durch die beiden ersten Punkte erreicht werden. Bei weichen Landungen mit einer stärkeren Gelenkflexion können die Bremszeit und der Bremsweg verlängert werden und der Landeimpuls sich über einen längeren Zeitraum verteilen. Dadurch kann eine weitere Reduzierung der Spitzenwerte erreicht werden, jedoch mit der Folge, dass die Kräfte über einen längeren Zeitraum auftreten. Dieses wird jedoch als unproblematisch angesehen, da große Belastungen durch hohe Kraftspitzen hervorgerufen werden, nicht aber durch niedrigere Kraftwerte, die über einen längeren Zeitraum wirken.

Quantitative Angaben zu den maximalen Kraftwerten als auch zu den Gelenkwinkeln werden von Stein und Rauscher nicht veröffentlicht.

## 2.2.4 Einfluss von äußeren Komponenten

Einen Einfluss auf die Belastung bei Landungen üben sowohl die Beschaffenheit der Sportschuhe als auch die Bodenbeschaffenheit aus.

Welches Material bei gängigen *Sportschuhen* die Aufprallkräfte mildern kann, versuchten Gross und Bunch (1989) herauszufinden. Bei drei unterschiedlichen Schuhen (Mittelsohle mit dominanter Dämpfer bzw. dominanter Elastizität sowie ohne Mittelsohlen) leistete kein Material einen effektiven Beitrag, die Belastung unter dem Vorfuß zu reduzieren. Die Belastung des Rückfußes hingegen lässt sich insbesondere durch Sohlen mit guten Dämpfungseigenschaften verringern. Kälin et al. (1988) stellen Unterschiede bezüglich der Kraftspitzen im Rückfußbereich bei verschiedenen Schuhen fest. Ein weicher Schuh kann den Maximalwert um 18% senken. Als Begründung führt er einen verlängerten Bremsweg an, der durch die Sohlendeformation bei der Landung in weichen Schuhen gegeben ist. In die gleiche Richtung gehen die Ergebnisse von Stacoff et al. (1987) beim Vergleich zweier Schuhe mit unterschiedlicher Sohlendicke. Hier zeigt sich eine bis zu 30% geringere Bodenreaktionskraft beim Schuh mit dicker Sohle.

Steele und Milburn (1988) untersuchten die Effekte verschiedener *Sportböden* auf die Bodenreaktionskraft bei der Landung im Netball. 10 Probanden landeten nach dem Fangen eines Balles auf 12 unterschiedlichen Böden (Bitumen, Beton, verschiedene synthetische Gras- und Kunststoffböden), unten denen sich eine Kraftmessplatte befand. Gemessen wurde der Kraftverlauf unter dem Fuß, der als erstes aufsetzte. Hinsichtlich der maximalen horizontalen Abbremskraft (3,0 G bis 3,9 G) ergab sich eine Zunahme von Kunststoff- über Grasböden bis hin zu Bitumenböden. Der Unterschied zwischen den ersten beiden Böden ist aber nicht signifikant. Bezüglich des vertikalen Maximums der Bodenreaktionskraft (3,7 G bis 3,9 G) konnten sie keine signifikanten Unterschiede feststellen. Die Bodenbeschaffenheit kann aber zu einem verzögerten ersten Maximum führen, wobei der Zeitpunkt bei Grasböden später liegt als bei Kunststoffböden. Die Autoren verweisen aber auf andere Studien, die keine Unterschiede hinsichtlich der Bodenbelagarten finden. Als Grund wird eine Gewöhnung an den Untergrund angegeben, die möglicherweise schon während der Aufwärmphase erfolgt.

McNitt-Gray, Yokoi und Millward (1994) untersuchten Landestrategien bei Niedersprüngen auf verschiedene Untergründe. Landungen auf einer weichen und einer harten Matte sowie direkt auf der Kraftmessplatte wurden miteinander verglichen. Erwartungsgemäß lag bei härterem Untergrund der Zeitpunkt des ersten Maximums früher. Dagegen waren die Spitzenkräfte bei Landungen ohne Matte niedriger als bei den verwendeten Matten. Ebenso konnten bei härteren Böden eine längere Landedauer und eine stärkere Hüft- und Knieflexion nachgewiesen werden. Bei härteren Untergründen war zudem die Geschwindigkeit der Knieflexion größer als bei dem weichen Untergrund. Vermutet werden zum einen individuelle Landestrategien, z.B. bei Turnern, die eine Hüftflexion gegenüber der Knieflexion be-

vorzugen, um den Schwung abzufangen. Zum anderen können auf den ersten Blick unerwartete Handlungen, wie z.B. eine geringe Hüftflexion, zu einer günstigen Verteilung der Belastung in anderen Strukturen führen.

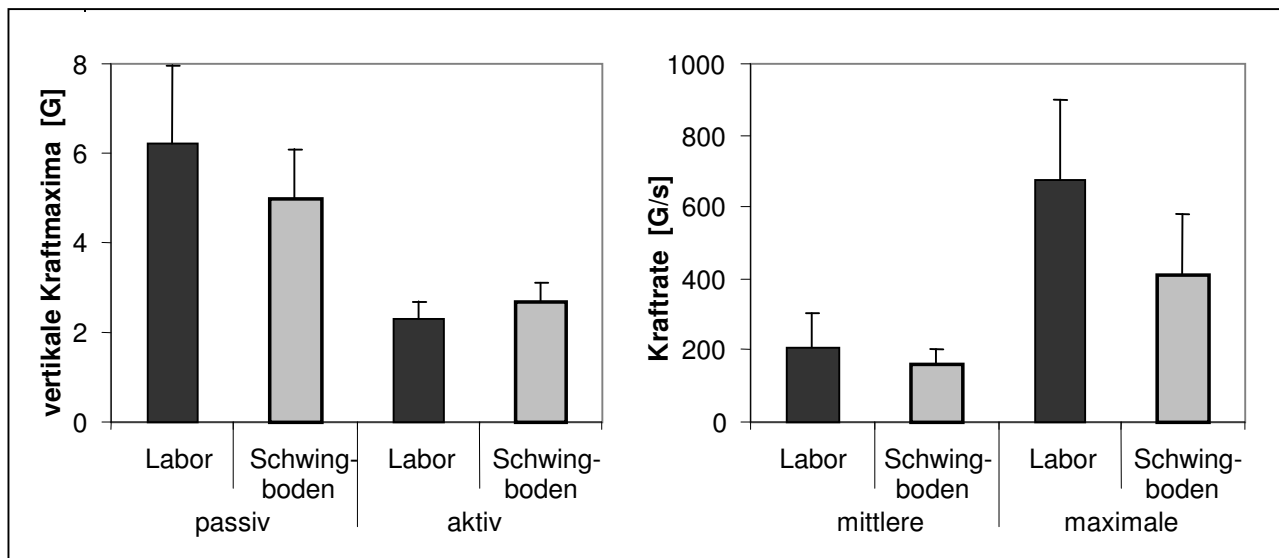


Abb. 2.6: Vergleich von schwingendem und nicht schwingendem (Labor) Boden. Beim passiven Kraftmaximum ( $N = 8$ ,  $p < .05$ ) ist der Unterschied signifikant (aus Peikenkamp et al., 1999, S. 236)

In einem Versuch verglichen Peikenkamp, van Husen und Nicol (1999) die Belastungsparameter bei Landungen nach Sprungwürfen im Handball auf unterschiedlichem Untergrund. Acht erfahrene Handballspieler führten je 15 Landungen auf einer Kraftmessplatte durch, die auf einem Schwingboden bzw. auf nicht schwingendem Boden befestigt war. Die Ergebnisse (Abb. 2.6) weisen mit Ausnahme der aktiven Kraftspitze auf deutliche Unterschiede bei einer geringeren Belastung beim Schwingboden hin.

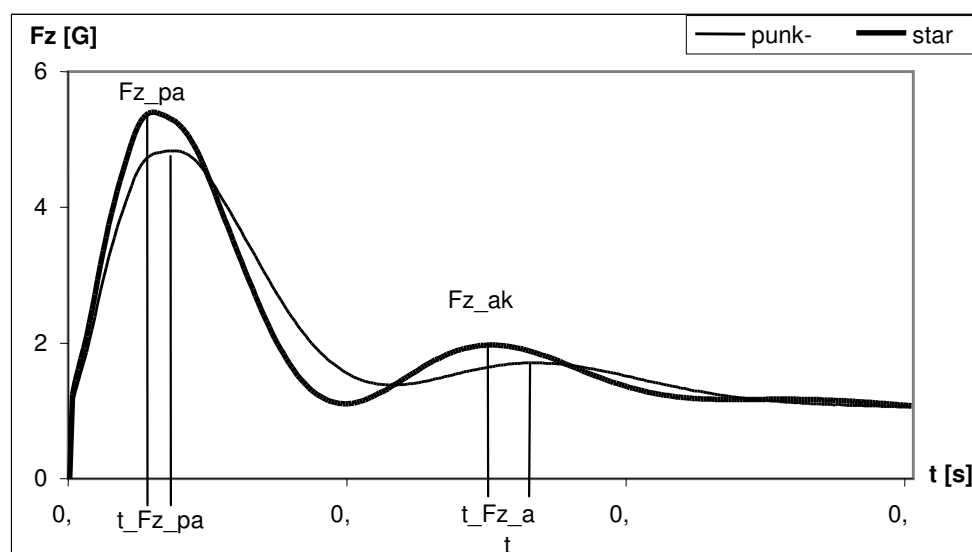


Abb. 2.7: Simulation eines punktelastischen und starren Bodens (aus Peikenkamp, Fritz & Nicol, 2002, S. 128)

Dieser Unterschied spiegelt sich auch bei einer von Peikenkamp et al. (2002) simulierten Landung nach einem Sprung aus 45 cm Höhe auf einen schwingenden und nicht schwingenden Boden wider (Abb. 2.7). Die vertikale, passive Kraftspitze verringert sich bei flächenelastischen Böden und der Zeitpunkt des Maximums rückt nach hinten. Entsprechende Tendenzen ergeben sich auch für die aktive Kraftspitze und den zugehörigen Zeitpunkt.

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen bieten somit eine Erklärung für den von Feretti et al. (1984), van Soest et al. (1985) und Watkins und Green (1992) aufgezeigten Zusammenhang zwischen der Härte der Spielfläche und der Häufigkeit von Springerkniesymptomen, da mit geringeren Belastungen auch eine geringere Verletzungshäufigkeit zu vermuten ist.

Ein komplexer Vergleich von Landetechnik und Bodenbeschaffenheit ist bei Quade (1991) zu finden (Abb. 2.8).

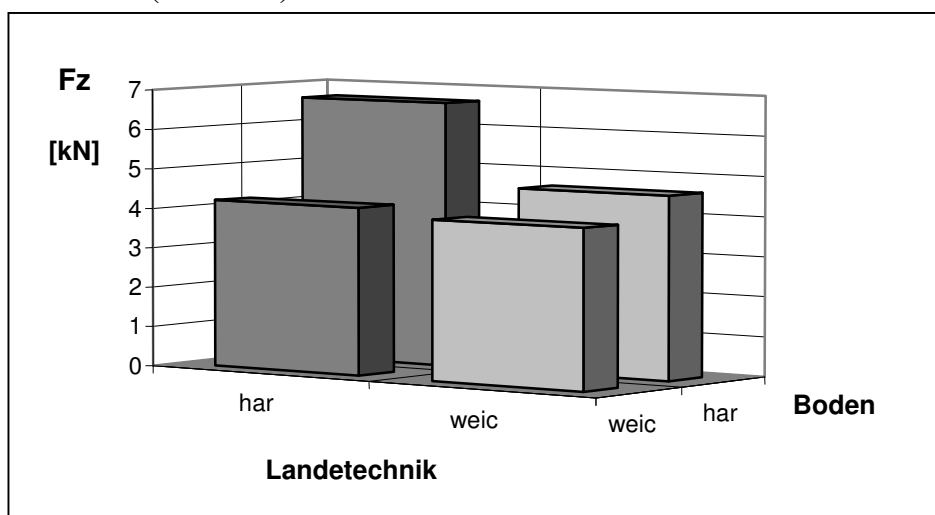


Abb. 2.8: Belastung des Körpers bei Landungen (aus Quade, 1991, S. 107)

Beide Parameter, Landetechnik und Bodenbeschaffenheit, werden jeweils in hart und weich unterteilt. Grundsätzlich reduzieren eine weiche Landung und ein weicher Boden die Kräfte bei der Landung. Extrem ungünstig ist die Kombination von hartem Boden und einer harten Landung, die zu deutlich höheren Kräften als die anderen Kombinationen führt. Letztere unterscheiden sich geringfügiger, wobei die Kombination von weicher Landetechnik und weichen Boden die geringsten Kraftwerte aufweist.

### 2.2.5 Hinweise zur Landetechnik

Zur Landetechnik werden in der Literatur mehrere Kriterien angegeben. Vielfach wird die beidbeinige Landung (Fiedler, 1985) oder beidbeinig weiche Landung (Fröhner et al., 1976, S. 160) empfohlen. Diese Einteilung ist für Diessner et al. (1985) nicht ausreichend. Sie nehmen als Kriterium die äußere vertikale Kraft und ordnen alle Werte, die über dem 4-fachen Körpergewicht liegen, dem kritischen physiologischen Bereich zu (Diessner et al., 1985, S.

1985, S. 66). Auch Dufek und Bates (1990) plädieren für eine weiche Landung, da auch sie den Zusammenhang mit einer geringeren äußeren Belastung sehen. Zur Verringerung der Kraftspitzen sollen die Arme bei der Landung zusätzlich nach unten beschleunigt werden, so dass der Restkörper aufgrund einer Drehmomentreaktion weniger stark nach unten beschleunigt wird (Stein & Rauscher, 1989; Quade, 1991).

Stein und Rauscher (1989) implizieren also mehrere Aspekte, wenn sie von weichen Landungen sprechen. Minimaler Hüft- und Kniewinkel liegen bei der Landung deutlich unter 90°, dagegen halten Voigt und Richter (1991) einen minimalen Kniewinkel von 110° für optimal. Als optimale Flexion im Hüft- und Kniegelenk bei der Landung gelten für Lafortune (1985) 65° und 70°, um extreme Belastungen der Quadriceps- und Patellasehne zu vermeiden.

Als Kniewinkel zu Landebeginn halten Stacoff et al. (1987) 160° für sinnvoll, da mit stärkerer Kniestreckung auch die maximalen Bodenreaktionskräfte steigen. Sie halten zudem eine Inversionsstellung der Füße bei der Landung wegen der Gefahr des Umknickens für ungeeignet. Ihre Empfehlungen gehen dahin, mit möglichst geringer Seitwärtsbewegung zu springen und in leicht nach außen rotierter Fußstellung zu landen. Dawel (1989) empfiehlt unmittelbar vor dem Aufsetzen des Fußes eine Fixierung des Sprunggelenks und ein Anheben der Fußspitze zur Verringerung der Belastung. Dazu ist eine gewisse Konzentration bei der Landung notwendig. Diese wird auch von Büttner-Janz und Schiller (1983) sowohl im Handball bei der Landung nach einem Sprungwurf als auch im Volleyball bei der Landung nach einem Schmetterschlag gefordert.

Für eine korrekte Landetechnik ist der Erhalt der optimalen Beinachsen notwendige Voraussetzung (Henne, 1999, S. 8). Dementsprechend sind fehlerhafte Landungen, wie z.B. eine Innenrotation der Füße oder eine X-Bein-Stellung der Beine unbedingt zu vermeiden.

In diese Richtung zielt auch der Hinweis von Baker (1990), dass Knierotationen um die Vertikalachse und Hyperextension durch unkontrollierte Landungen verursacht werden können.

Für Steele und Milburn (1988) sind die hohen Bremskräfte ein Hauptfaktor für die große Zahl an Verletzungen im Knie- und Sprunggelenk. Fredberg und Bolvig (1999) betonen ebenfalls, dass hohe Bremsbeschleunigungen wie bei Landebewegungen insbesondere die Knieextensoren stark belasten. Ziel muss es daher sein, die vertikalen wie auch horizontalen Bremskräfte möglichst zu minimieren. Ein Mittel, um die vertikalen Kräfte zu verringern, sind Vorfußlandungen (Schmidtbleicher, 1983; Dufek & Bates, 1990; Quade, 1991). DeVita und Skelly (1992) betonen, dass alle Segmente zum Dämpfen der Aufprallspitzen dienen. Unter diesem Gesichtspunkt sind Vorfußlandungen unbedingte Voraussetzung.

Zu berücksichtigen ist, dass bei der Landung einerseits eine große Variabilität (McNitt-Gray, 1993) zu finden ist und andererseits sehr komplexe Strategien (Caster & Bates, 1995) zum Tragen kommen, die zu einer Anpassung an verschiedene Umstände führen kann. Diese Anpassungserscheinungen fanden McNitt-Gray et al. (1994) bei Landungen auf unterschiedlichen Bodenverhältnissen oder Schaff (1996) beim Laufen hinsichtlich der Schuheigenschaften.

### 2.2.6 Weitere Einflussgrößen

Den Einfluss von *Ermüdung* untersuchte Sommer (1988). Danach nehmen unter Ermüdungsbedingungen die medialen Ausweichbewegungen des Knies bei der Landung zu. Das Untersuchungsdesign sah zwei Sprungserien á 20 Sprünge von 15 Basket- und Volleyballspielern, einmal zu Beginn nach einem kurzen Aufwärmen und einmal nach 1½ stündigem Training, vor. Allerdings werden nur qualitative und keine quantitativen Aussagen zu den medialen Kniebewegungen gemacht. Auch hinsichtlich der Sprungverletzungen spielt die Ermüdung nach Sommer (1983) eine entscheidende Rolle. Eine verstärkte Supinationsstellung des Fußes während der Flugphase kombiniert mit einer unkontrollierten Fußhaltung führt beim Vorfußaufsatz zu einer Supinations- und leichten Innenrotationsstellung des Fußes mit der Folge, dass der laterale Vorfußbereich stärker belastet wird als der mediale. Ein anschließendes Absinken des Fußinnenrands bewirkt eine Valgusstellung des Fußes und verstärkt mit den medialen Ausweichbewegungen eine X-Bein-Stellung. Aufgrund der nicht achsengerechten Belastung besteht die Gefahr einer Überbelastung, die ihren Ursprung in muskulären Ungleichgewichten hat (Sommer, 1983, S. 255-256).

Liebermann und Godman (1991) untersuchten die Effekte *visueller Führung* auf die Reaktion von Aufprallkräften bei Landungen. Sechs Probanden landeten nach plötzlichem Loslassen der Hände vom Hochreck auf einer Kraftmessplatte. Die vier Sprunghöhen lagen zwischen 5 cm und 90 cm. Bei den blinden Versuchen wurde den Probanden eine Nachtbrille aufgesetzt. Vorher konnten sie jedoch die Sprunghöhe und den Untergrund beobachten. Zwischen beiden Gruppen konnten keine wesentlichen Unterschiede hinsichtlich des 1. und 2. Maximums sowie deren Zeitpunkte festgestellt werden. Dieser Aufbau und die Anweisung, möglichst leise zu landen, lassen vermuten, dass die Probanden die Sprünge mit höchster Konzentration absolviert haben und somit auch niedrigere Kraftmaxima als z.B. die von McNitt-Gray (1993) veröffentlichten erreichen können. Ein Nachlassen der Konzentration kann sich daher negativ auswirken und, wie Büttner-Janz und Schiller (1983) anmerken, möglicherweise zu höheren Belastungen und Verletzungen führen.



Mit den Auswirkungen auf die Auftreffkräfte durch eine unterschiedliche Art der Instruktion befassten sich McNair, Prapavessis und Callender in ihrer Studie, in der 80 Probanden aus einer Höhe von 30 cm auf eine Kraftmessplatte sprangen. Die Probanden wurden gleichmäßig und zufällig vier Gruppen zugeteilt, die unterschiedliche Anweisungen erhielten. Dabei stellten sie fest, dass die eine Reduktion der äußeren Belastung auf verschiedene Art der Instruktion erreicht werden kann.

### 2.2.7 Vergleich der Belastung in anderen Sportarten

Zur besseren Einschätzung der Belastung im Hand- und Volleyball erfolgt ein Vergleich mit anderen Sportarten. Vergleichskriterien bilden dabei äußere Belastungsparameter.

Der Vergleich mit anderen Sportarten (Abb. 2.9) zeigt, dass in den Sportarten sehr unterschiedliche Belastungen auftreten.

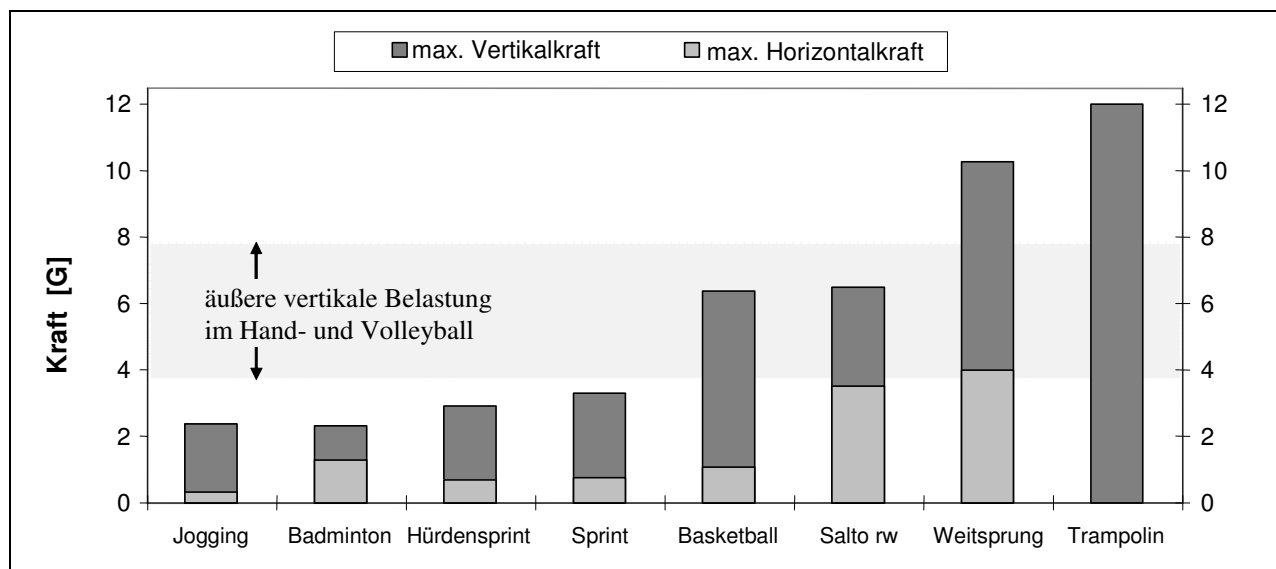


Abb. 2.9: Vergleich von horizontalen und vertikalen Kräften bei Landungen in verschiedenen Sportarten (Hennig & Riehle, 1988; Panzer et al., 1988; Kollath & Schwirtz, 1991; McClay et al., 1994) mit den dargestellten Landungen im Handball und Volleyball (grau unterlegt)

Zieht man die Einteilung von Diessner et al. (1985) für gute, d.h. wenig belastende Landungen von weniger als 4 G für die maximale Gelenkkraft heran, ergeben sich für den Laufbereich und im Badminton geringe Belastungen (Kollath & Schwirtz, 1991). Im Hand- und Volleyball kann man hingegen von hohen Belastungen bei Landungen ausgehen. Die Bandbreite der maximalen äußeren Belastung ist mit 4-8 G allerdings sehr groß. In diesem Bereich liegen auch die maximalen äußeren Belastungen im Basketball, wie sie bei Landungen nach Sprungwürfen erreicht werden (McClay et al., 1994), oder im Turnen bei Landungen nach einem Doppelsalto rückwärts (Panzer et al., 1988). Lediglich beim Weitsprung (Kollath & Schwirtz, 1991) und beim Trampolinspringen (Hennig & Riehle, 1988) treten deutlich höhere Werte auf.

## 2.3 Allgemeine Forschungshypothesen

Die Analyse der einschlägigen Literatur zeigt, dass sich viele Untersuchungen mit der Belastung bei Landungen befassen. In den meisten Fällen beschränken sich diese Untersuchungen aber auf die Betrachtung der äußeren Kräfte. Welche Kräfte im Körper auftreten, kann somit nur unzureichend gefolgert werden. Verschiedene Körperstrukturen wie die Gelenke können einen bestimmten Anteil der Belastungen absorbieren, woraufhin sich die Belastung für das nachfolgende Gelenk verringert. Deshalb lautet die **erste allgemeine Forschungshypothese**:

*Die Belastung bei Landungen reduziert sich im Körper von den distalen zu den proximalen Gelenken.*

Eine weitere Frage erscheint von besonderer Bedeutung für die sportliche Praxis: Wie kann die Belastung bei Landungen möglichst minimiert werden? Aus den möglichen Einflussgrößen ließen sich Konsequenzen für die Trainingspraxis zu ziehen. Aus der Analyse der einschlägigen Literatur kann die folgende **zweite allgemeine Forschungshypothese** abgeleitet werden:

*Verschiedene Landetechniken üben einen unterschiedlichen Einfluss auf die Belastung aus.*

Zu den Landetechniken gehören z.B. Landehärte, Zeitpunkt des Fersenaufsatzes, Landedauer, Nachstellschritte oder auch Ausweichbewegungen.

Die Sportarten Handball und Volleyball unterscheiden sich von ihrem Spielgedanken sehr deutlich, nicht jedoch hinsichtlich der Bedeutung von Sprunghandlungen. Diese besitzen eine enorme Bedeutung, werden aber wiederum sportartspezifisch ausgeführt. Beim Volleyball ist die horizontale Bewegung durch das Netz begrenzt. Um eine möglichst günstige Schlagposition zu erlangen, wird der Sprung vorwiegend in vertikaler Richtung ausgeführt. Beim Handball dagegen bietet sich neben dem Wurf über den gegnerischen Block auch die Möglichkeit an, am Block vorbei zu springen, um so eine bessere Chance zu erhalten. Die horizontale Bewegungsrichtung bekommt daher eine größere Bedeutung.

Aus den genannten Aspekten ist eine unterschiedliche Kinematik der Sprünge zu erwarten, die sich wiederum sportartspezifisch auf die Landung auswirkt. Hieraus leitet sich die **dritte allgemeine Forschungshypothese** ab:

*Die Handball- und Volleyballspieler unterscheiden sich in ihrem Landeverhalten.*

### **3 Modellierung der unteren Extremität**

Nach dem Aufzeigen genereller Möglichkeiten zur Bestimmung der Belastung (3.1) wird ein Modell entwickelt. Zuerst werden die Ziele und Annahmen (3.2) des Modells dargestellt. Die Charakterisierung der Eingabeparameter und die Festlegung der Koordinatensysteme (3.3) bilden die Voraussetzung für die anschließende Modellierung (3.4). Die Kraft der Patellasehne und die Auflagekraft der Patella (3.5) sollen im letzten Abschnitt abgeschätzt werden.

#### **3.1 Zur Bestimmung der Belastung**

Die Aufgabe der Landung ist, die aus der Sprunghöhe resultierende kinetische Energie umzuwandeln. Dieses wird durch das Zusammenspiel der Körperstrukturen, wie Knochen, Knorpel, Sehnen und Muskeln der unteren Extremität, geleistet. Durch die Gelenke (z.B. Sprung-, Knie- und Hüftgelenk) lassen sich die starren Knochen (z.B. Unter- und Oberschenkel) gegeneinander bewegen. Erforderlich hierzu ist der Einsatz der Muskeln, von denen insbesondere die rückseitige Ober- und Unterschenkelmuskulatur sowie die vorderseitige Oberschenkelmuskulatur eine Rolle spielen.

Bei der Landung wirken vom ersten Bodenkontakt an Kräfte auf den Körper, die sich im Inneren des Körpers weiter fortpflanzen. Die Belastungsverteilung am Knochen wird vernachlässigt. Das Ziel liegt also darin, die Kräfte in den Gelenken zu bestimmen, um Aussagen über die Belastung machen zu können.

Zur Bestimmung der Belastung existieren grundsätzlich die Möglichkeit der direkten Messung an der betrachteten Struktur oder die der Modellrechnung, mit der auf die Belastung in der betreffenden Struktur geschlossen werden kann.

Bei der Konstruktion eines Modells muss darauf geachtet werden, dass diejenigen Eigenschaften des Bewegungssystems in das Modell integriert werden, die sich entscheidend auf die innere Belastung auswirken.

##### **3.1.1 In-vivo-Messungen**

In-vivo-Messungen zur Beurteilung von Belastung wurden bisher sehr wenige durchgeführt. Dies liegt sicherlich daran begründet, dass immer ein Eingriff in den menschlichen Körper von Nöten ist, um über eingesetzte Sensoren die erforderlichen Daten zur Beurteilung der Belastung zu erhalten.

An der unteren Extremität durchgeführte in-vivo-Messungen wurden z.B. von Komi, Järvinen und Kokko (1987), Hennig und Lafortune (1991) und Bergmann, Graichen und Rohlmann (1993) veröffentlicht. Komi et al. (1987) legten eine mit Dehnungsmessstreifen besetzte Spange um die Achillessehne, so dass bei Zugbeanspruchung der Sehne die Messstreifen proportionale Spannungsänderungen registrierten. Über ein spezielles Kalibriersystem ließen sich dann die Zugkräfte der Achillessehne bei verschiedenen Bewegungen angeben. Hennig und Lafortune (1991) befestigten einen Beschleunigungsaufnehmer am Ende einer Stahlnadel, welche intrakortikal in die laterale Tibiakondyle eingesetzt wurde, und konnten somit die auftretenden Beschleunigungen beim Laufen bestimmen. Bei der Auswertung der Wechselbeziehung zwischen der Beschleunigung an der Tibia und Parametern der vertikalen Bodenreaktionskräfte stellten sie den höchsten Zusammenhang ( $r > .99$ ) zwischen der Beschleunigung der Tibia und der maximalen Krafrate fest. Dieser Parameter bietet daher die bestmögliche Vorhersage, wenn von äußerer Belastung auf die innere geschlossen wird. Die auftretenden Knochenkontaktkräfte im Hüftgelenk konnte Bergmann et al. (1993) messen, indem mit Dehnungsmessstreifen versehene Hüftendoprothesen bei Patienten implantiert wurden. Bei einem Patienten wurden Spitzenkräfte von bis zu 5 G beim Laufen von 6 km/h gemessen. Mit diesen Ergebnissen ist eine Überprüfung der berechneten Daten möglich und es zeigt sich, dass die Werte im passiven Bereich der Landephase von den Modellen relativ gut zu erfassen sind (Natrup, 1997). In der Literatur sind jedoch bisher keine Daten von in-vivo-Messungen bei Landungen zu finden.

### **3.1.2 Modellberechnungen in der Literatur**

Da keine Möglichkeit besteht, die in den Gelenken der unteren Extremitäten auftretenden Kräfte direkt zu messen, werden Modellrechnungen zu deren Bestimmung eingesetzt. Jedes Modell ist ein Abbild der Wirklichkeit und reduziert, je nach Vereinfachungen, die Wirklichkeit um ein bestimmtes Maß. Welche Vereinfachungen gemacht werden, hängt entscheidend von dem Ziel ab, das erreicht werden soll. Es ist daher das Maß zu finden, inwieweit von der Wirklichkeit abstrahiert werden soll.

Die am häufigsten angewandten anthropometrischen Modelle sind so genannte Segmentmodelle, bei denen der menschliche Körper in verschiedene Teile, Segmente genannt, unterteilt wird. Diese Segmente umfassen je nach Komplexität des Modells einzelne oder auch mehrere Körperteile. Sie werden im Allgemeinen als starre Körper im mechanischen Sinne angesehen, d.h. innerhalb dieser Körper existieren keine Bewegungen, die sich auf den Gesamtkörper auswirken.

Die Modelle, die sich mit der Frage nach den Belastungen der Gelenke beim Laufen (z.B. Glitsch, 1992; Liu, 1993; Natrup, 1997) und Springen (z.B. Gruber, 1987; Fritz, 1999) be-

schäftigen, beschränken sich auf die Betrachtung der unteren Extremität. Ganzkörpermodelle (z.B. Hatze, 1977) sind hierfür nicht geeignet.

Während Natrup (1997) in seinem Modell Nettogelenkkräfte und -momente berechnete und Muskelkräfte wegen der schwierigen Modellierung vernachlässigte, berücksichtigte Glitsch (1992) bei seinem Modell die Muskulatur. Durch die Beschreibung der Muskelfunktion anhand von Optimierungsfunktionen konnte er die Knochenkontaktkräfte beim Laufen berechnen.

Während bei diesen Modellen ausschließlich starre Segmente betrachtet wurden, ergänzte Gruber (1987) die starren Teilkörper um Weichteile, um Bewegungen mit hohen Beschleunigungen sinnvoll beschreiben zu können. Gedämpft-elastisch angekoppelte „Schwabbelmassen“ simulierten die Verschiebung von Masseteilen während der Landung. Die Wirkung von Muskelkräften konnte Fritz (1999) bei der Modellierung von Landungen durch die Hinzunahme von gedämpften Torsionsfedern simulieren. Durch Verändern der Federwerte und des Dämpfungsverhaltens der Torsionsfedern sollten die Kräfte der Muskeln bei Anspannung oder passiver Dehnung nachgeahmt werden.

All diese Modelle mit ihren unterschiedlichen Zielsetzungen greifen auf die Gleichungen der Mechanik zurück, die den Zusammenhang zwischen den Bewegungen eines Körpers oder eines Systems von mehreren Körpern und den von außen einwirkenden Kräften widerspiegeln. Mit Hilfe zweier unterschiedlicher Verfahren lassen sich die Bewegungsgleichungen herleiten. Auf der einen Seite besteht die Möglichkeit, die Bewegungsgleichungen nach dem analytischen Verfahren herzuleiten. Dieses von LANGRANGE entwickelte Verfahren geht von der Einheit des aus mehreren Körpern bestehenden Systems aus. Die Bewegungsgleichungen werden über die unterschiedlichen Energiearten eines Systems hergeleitet. Von den oben genannten Modellen geht einzig das von Liu (1993) auf das analytische Verfahren zurück. Auf der anderen Seite können die Bewegungsgleichungen nach dem Freischneidungsprinzip entwickelt werden. Im Gegensatz zum LANGRANGESchen Verfahren wird das Mehrkörpersystem in die einzelnen Körpersegmente zerschnitten und jedes Körpersegment als unabhängig betrachtet. Die inneren Kräfte und Momente an der Schnittstelle werden dadurch wie äußere Kräfte und Momente behandelt. Dieses synthetische Verfahren, das sich aus dem D’ALEMBERTschen Prinzip ergibt, besitzt gegenüber dem LANGRANGESchen Verfahren den Vorteil, dass es sich mit relativ geringem Aufwand auf andere Systeme übertragen lässt. Es wird daher auch für das folgende Modell angewendet.

### **3.2 Ziele und Annahmen des Modells**

Mit der Modellierung sollen Aussagen über innere Belastungen bei Landungen gemacht werden. Diese Aussagen beschränken sich daher auf die untere Extremität. Als Ziel dieser

Modellierung lässt sich die Bestimmung der inneren Belastung festhalten durch die Berechnung

- von Kräften und Momenten im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk,
- der Zugkraft an der Patellasehne und
- der Kraft im Patellafemoralgelenk (Auflagekraft der Patella).

Das verwendete Segmentmodell setzt sich aus zwei Teilmodellen zusammen: einem anthropometrischen und einem kinetischen Modell. Das anthropometrische Modell beschreibt den menschlichen Körper. Die Beschreibung dieser Segmente beschränkt sich dabei auf wenige physikalische Eigenschaften. Sie sind jedoch nötig, um im kinetischen Modell den Kraftfluss innerhalb des menschlichen Körpers bestimmen zu können. Diese beiden Modelle werden in den folgenden Abschnitten dargestellt. Zunächst soll das Modell beschrieben und die gemachten Annahmen aufgeführt werden.

Das Modell ist dreidimensional ausgelegt, da eine Beschränkung auf die Sagittalebene Bewegungen der medial-lateralen Richtung, die eine entscheidende Rolle bei der Betrachtung der Belastung spielen können (Sommer, 1988), unberücksichtigt lassen würden.

Um das anthropometrische Modell zu beschreiben, wird jedes einzelne Segment mit physikalischen Eigenschaften belegt. Unberücksichtigt bleiben elastische und visko-elastische Eigenschaften, wie z.B. die Verschiebung von Haut und Muskeln, da sie keinen Einfluss auf die Berechnungen ausüben. Die Segmente werden somit als starre Körper aufgefasst und mit den Größen *Masse*, *Länge*, *Lage des Körperschwerpunkts* und *Trägheitsmoment* beschrieben.

Da sich die Berechnungen lediglich auf die untere Extremität einer Körperseite beziehen, werden im Modell folgende Segmente mit den entsprechenden Gelenken definiert (Abb. 3.1):

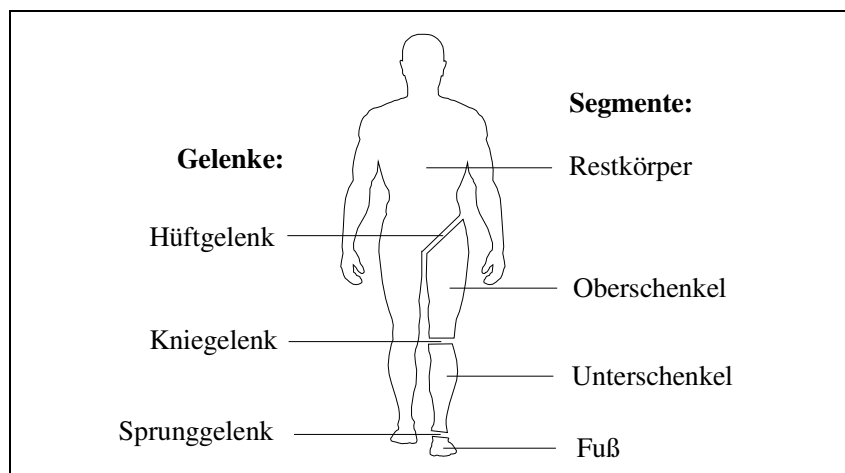


Abb. 3.1: Vier-Segment-Modell der unteren Extremität und deren Gelenkverbindungen

Zu dem Segment Fuß ist neben dem Fuß als Körperteil auch der Sportschuh zu zählen mit dem die sportliche Bewegung durchgeführt wird. Beide Teile bilden eine Einheit, daher ist eine weitere Differenzierung dieses Segments nicht sinnvoll.

Eine Aufgliederung des Segments Restkörper in zusätzliche Segmente, z.B. eine Zerlegung des Restkörpers in Arme oder das zweite Bein, brächte keinen weiteren Informationsgewinn, da die Berechnungen für die Segmente Fuß, Unter- und Oberschenkel des betrachteten Beines bzw. deren Verbindung hiervon unberührt bleiben.

Die Verbindungen zwischen den Segmenten bilden Gelenke. Diese sind das obere Sprunggelenk, das Knie- und das Hüftgelenk. Letzteres wird als ideales Kugelgelenk aufgefasst, während die beiden anderen Gelenke als Scharniergelenke mit fester Rotationsachse definiert werden. Für das Kniegelenk liegt damit eine Vereinfachung vor, da mit der Kniebeugung eine zunehmende Rotation um die Längsachse möglich ist.

Eine weitere Vereinfachung besteht darin, im Sprunggelenksbereich ausschließlich das obere Sprunggelenk zu betrachten, obwohl das obere und untere Sprunggelenk aufgrund der Bandverbindungen miteinander gekoppelt sind. Diese Reduzierung scheint aber im Hinblick auf die Tatsache, dass das obere Sprunggelenk den Ort der Lastübertragung zwischen Fuß und Unterschenkel bildet, gerechtfertigt zu sein. Dieses Gelenk kann gut als Scharniergelenk aufgefasst werden, da es fast ausschließlich Bewegungen in Richtung Plantarflexion und Plantarextension zulässt und die Gelenkbewegung nur mit sehr geringer Rotationsbewegung des Talus kombiniert ist.

Da der Reibungskoeffizient der Gelenke, z.B. ca. 0,015 für das obere Sprunggelenk (Stucke 1984, S. 110), sehr klein ist, werden sämtliche Gelenke als reibungsfrei angenommen.

In diesem Modell werden Muskelkräfte nicht integriert, obwohl damit die tatsächlichen Gelenkkräfte nicht direkt angegeben werden können. Die Auswirkungen der Muskelkräfte finden aber insofern Berücksichtigung, da sie als exzentrische Kräfte auf das Drehmoment am proximalen bzw. distalen Ende des Segments wirken und somit im Gelenkmoment enthalten sind.

Die hier berechneten Gelenkkräfte werden daher auch als Nettogelenkkräfte bezeichnet. Sie sind damit auf jeden Fall niedriger als die wirklichen Gelenkkräfte, da durch die Kontraktion aktiver Muskeln die Gelenkkraft vergrößert wird.

Als Vorteil nennt Natrup (1997, S. 31) demgegenüber die höhere Genauigkeit, da die Ergebnisse bei Muskelmodellrechnungen einer Variationsbreite unterliegen und nur unzureichende Überprüfungsmöglichkeiten existieren und somit „realitätsnahe Erkenntnisse zu dieser Problematik bis heute nicht vorliegen“.

Die Bestimmung der Muskelkräfte mithilfe eines Elektromyogramms birgt mehrere Schwierigkeiten wie die Hautverschiebung und die Unterschiede im Zeitverlauf des Elektromyogramms und der Muskelkraft. Außerdem wird die Muskelkraft nicht direkt gemessen, sondern nur eine äußere Kraft. Bei der Umrechnung der Kraft müssen die Hebelarme beider Kräfte berücksichtigt werden. Diese können jedoch nur annähernd bestimmt werden und sie ändern sich im Laufe der Bewegung. Daneben wäre zu berücksichtigen, dass Muskeln nicht isoliert aktiv sind, sondern synergistisch arbeiten.

Auch Glitsch weist auf das Problem der Modellierung von Muskelkräften hin. Er stellt in Frage, ob sich alle Eingabeparameter individuell für alle Personen bestimmen lassen und sieht Probleme bei der Übertragung von experimentellen Befunden auf die Modellparameter (1992, S. 24).

Weiterhin ist zu bedenken, dass innerhalb der Latenzzeit die Muskulatur auf einen Reiz hin ihren Spannungszustand nicht ändern kann. Diese Phase wird als der passive Teil der Landung und die entsprechende Belastung als passive Belastung bezeichnet (Nigg, 1980; Nigg, Denoth & Unoldt, 1981). Bei Landungen ist anzunehmen, dass die Muskulatur auf die veränderte mechanische Situation bei Landebeginn mit einem Anstieg der Kraftkurve nicht in der Lage ist, adäquat zu reagieren.

Die Möglichkeit der Einflussnahme auf die Belastungsspitzen ist nach Schmidtbleicher (1983) dennoch durch eine Vorinnervierung des M. Gastrocnemius bei Trainierten gegeben, so dass zumindest ein gewisser Anteil muskulärer Arbeit zur Bewältigung der Kraftspitze angenommen werden muss. Die Hauptarbeit ist jedoch vom Knochen- und Bandapparat zu leisten. Erst mit dem Übergang von der passiven in die aktive Landephase kann der Bewegungsablauf kontrolliert beeinflusst werden.

Wegen der dargestellten Problematik bei der Modellierung von Muskelkräften und der Schwerpunktsetzung auf den passiven Bereich bei der Bestimmung von Belastungen bei Landungen erscheint es insgesamt gesehen sinnvoller zu sein, die Muskeln im Modell nicht zu berücksichtigen und mit einem Modell geringerer Komplexität auf die Belastung der Gelenke bei der Landung zu schließen, indem Nettogelenkkräfte und Nettogelenkmomente bestimmt werden.

### **3.3 Beschreibung der anthropometrischen Eingabeparameter**

#### **3.3.1 Bestimmung der Gelenkzentren und -achsen**

Die Modellierung erfordert sowohl für die Definition der Körpersegmente als auch für die Bewegungsgleichungen einen Bezugspunkt für das jeweilige Gelenk. Als Bezugspunkt wird hierzu der Mittelpunkt gewählt, der auf der Drehachse des jeweiligen Gelenks liegt. Durch die Übereinstimmung der Gelenkachsen und Koordinatenrichtungen vereinfachen sich die



Bewegungsgleichungen. Insgesamt sind somit für das Sprung-, Knie- und Hüftgelenk die Gelenkmittelpunkte und -achsen zu bestimmen (vgl. Abb. 3.2).

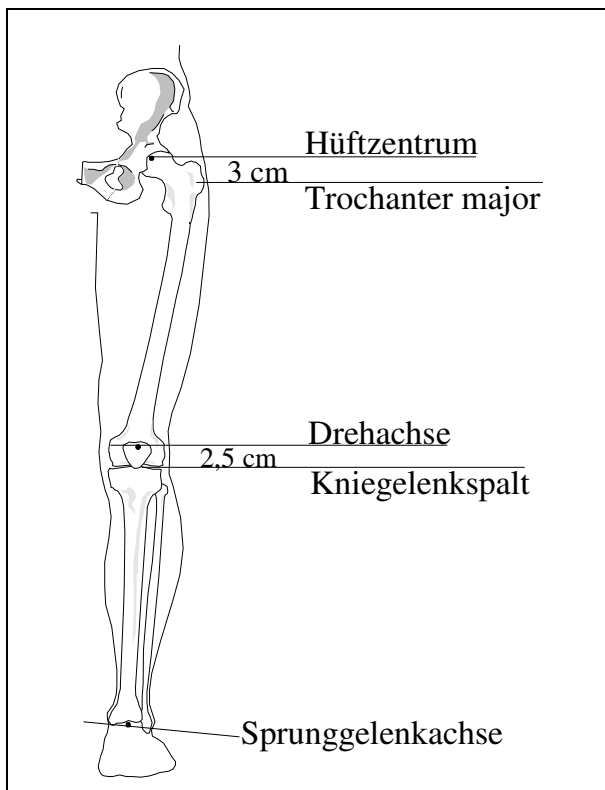


Abb. 3.2: Definition der Gelenkachsen und -mittelpunkte

### Hüftgelenk

Der Mittelpunkt des Hüftgelenks befindet sich im Zentrum des Hüftgelenkkopfes. Die Lage des Hüftzentrums kann, vom Trochanter major aus gesehen, abgeschätzt werden: 54 mm medial (Brinkmann, Frobin & Hierholzer, 1978) und 30 mm proximal zum Trochanter major (Zatsiorsky, 1998).

### Kniegelenk

Die Drehachse des Kniegelenks wird 25mm proximal zum Kniegelenkspalt angenommen und verläuft in medial-lateraler Richtung. Der Gelenkmittelpunkt liegt damit genau mittig zwischen den Zentren der lateralen und medialen Kondyle (Kapandji, 1985). Die Verschiebung der Rotationsachse bei zunehmender Beugung des Knies wird nicht berücksichtigt.

### Sprunggelenk

Nach Dempster (1955) verläuft die Sprunggelenkachse auf der Höhe durch die Spitze des Malleolus lateralis und einem Punkt 5mm distal des Malleolus medialis. Das Gelenkzentrum liegt damit ungefähr in Höhe des Malleolus lateralis und wird mittig zwischen beiden Knöcheln angenommen.

### 3.3.2 Definition der Koordinatensysteme

Zur sinnvollen Beschreibung des Modells müssen neben dem raumfesten Koordinatensystem für jedes Segment lokale Koordinatensysteme definiert werden (Abb. 3.3). Sämtliche Koordinatensysteme werden als karthesische Koordinatensysteme definiert.

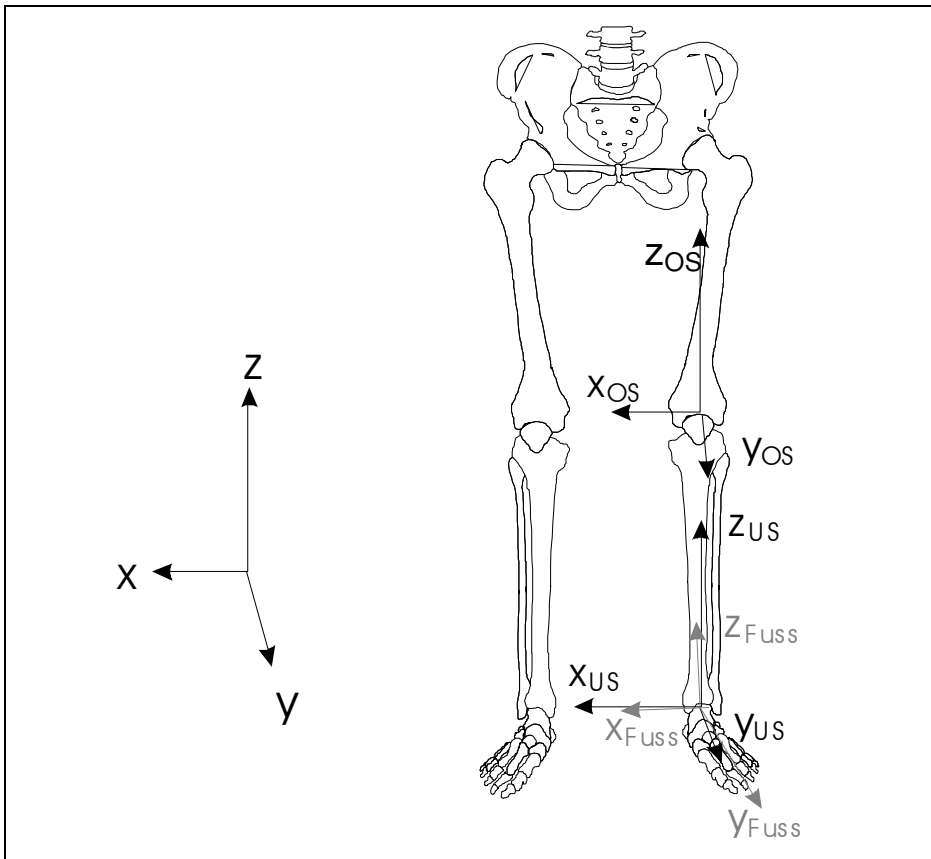


Abb. 3.3: Definition der Koordinatensysteme

Beim Raumkoordinatensystem wird die  $xy$ -Ebene als Horizontalebene gewählt, wobei die positive Richtung der  $y$ -Achse mit der Anlaufrichtung der Probanden übereinstimmt (vgl. Abb. 4.8). Damit zeigt die positive  $x$ -Richtung von der Anlaufrichtung aus gesehen nach rechts. Folglich bildet in dem kartesischen Koordinatensystem die  $z$ -Achse die vertikale Koordinatenrichtung.

Der Ursprung des Oberschenkelkoordinatensystems ist mit dem Gelenkmittelpunkt des Knies identisch. Die  $z$ -Achse wird durch die Mittelpunkte des Kniegelenks und das Zentrum des Hüftgelenks bestimmt und stimmt mit der Längsachse des Oberschenkels überein. Die  $x$ -Achse wird durch die Kniegelenkmitte und den medialen Durchstoßpunkt der Knieachse definiert und entspricht damit der Drehachse des Kniegelenks. Die  $y$ -Achse, mit der Sagittalachse des Oberschenkels identisch, steht senkrecht zu den beiden anderen Koordinatenachsen.

Für das Unterschenkelkoordinatensystem erfolgt eine entsprechende Definition des Koordinatensystems mit einem Koordinatenursprung im Mittelpunkt des Sprunggelenks. Die z-Achse wird bestimmt durch die Mittelpunkte von Sprung- und Kniegelenk, ist somit gleich der Längsachse des Unterschenkels. Die x-Achse ist mit der Sprunggelenkachse identisch und nach medial ausgerichtet.

Das Fußkoordinatensystem hat seinen Ursprung ebenfalls in der Mitte der Sprunggelenkachse. Die Fußlängsachse bzw. y-Achse ist durch die Mitte der Sprunggelenkachse und des Fußschwerpunkts definiert. Die x-Achse, also die Frontalachse des Fußes, verläuft entsprechend der Sprunggelenkachse. Die z-Achse ist als Senkrechte zur xy-Ebene definiert. Befindet sich der Fuß in Neutralstellung, stehen die Fuß- und Unterschenkel längsachse annähernd senkrecht aufeinander. In dieser Stellung sind damit beide Koordinatensysteme identisch.

### 3.3.3 Bestimmung der Segmentschwerpunkte, Teilmassen und Trägheitsmomente

Als Modelleingaben werden folgende Parameter benötigt: Länge und Gewicht des Segments, Lage des Körperschwerpunkts, Trägheitsmomente, unterteilt in die Körperachsen. Da im Rahmen dieser Arbeit keine Erfassung von Daten in vivo möglich war, musste auf ein anthropometrisches Modell zurückgegriffen werden. Dazu wurde das Modell von Saziorsky, Aruin und Selujanow (1984) ausgewählt. Dieses bietet gegenüber anderen Modellen (Hanavan, 1964; Clauser, McConville & Young, 1969) den Vorteil, Daten am lebenden Organismus zu erfassen. Mit Hilfe dieses Verfahrens können mehr Probanden untersucht werden, als dies bei Kadaverstudien der Fall ist. Zudem entspricht das Probandenklientel von 20-30 jährigen Sporttreibenden der Studie von Saziorsky et al. (1984). Weiterhin zeigt eine experimentelle Prüfung dieses Modells eine eindeutige Überlegenheit gegenüber dem Modell von Hanavan (Klose und Preiss, 1994).

Mit Hilfe von linearen Regressionsgleichungen der Form

$$y = a_1 m_P + a_2 l_P + a_3 \quad (1)$$

mit    y:        zu bestimmender Wert  
       $a_i$ :       Koeffizienten der Regressionsgeraden  
       $m_P$ :      Masse der Person  
       $l_P$ :       Länge der Person

wird die Bestimmung der oben genannten Parameter ermöglicht.

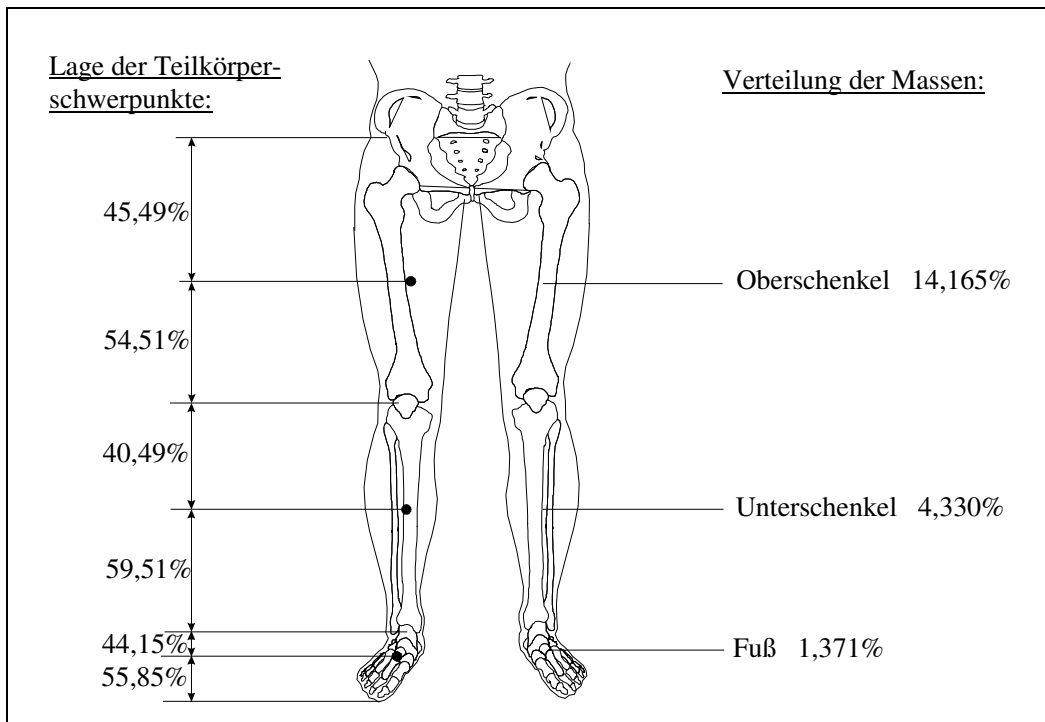


Abb. 3.4: Bestimmung der Segmentparameter: Lage der Teilkörperschwerpunkte und Verteilung der Massen (Angaben aus Saziorski et al., 1984, S. 34)

In Abhängigkeit von der Körpergröße und dem Gewicht einer Person lassen sich mit den spezifischen  $a_i$  die Masse, Lage des Körperschwerpunkts, Länge und Trägheitsmomente eines Segments bestimmen. Für die ersten beiden Parameter ist das Körpermodell von Saziorski et al. (1984) in Prozentangaben zur Verdeutlichung abgebildet (Abb. 3.4).

Die Berechnungen zur Lage des Körperschwerpunkts gehen dabei vom jeweiligen proximalen Gelenk des Segments aus. Die Trägheitsmomente der Segmente werden in den drei Hauptträgheitsachsen eines Segments angegeben, wobei davon ausgegangen wird, dass diese während einer Bewegung konstant bleiben und mit den Gelenkachsen identisch sind.

### 3.4 Modellberechnungen

Die Bestimmung der Gelenkkkräfte und -momente erfolgt durch die Inverse Dynamik. Im Gegensatz zur Direkten Dynamik, bei der unter Einbeziehung der dynamometrischen Daten die Kinematik des Körpers berechnet wird, dienen kinematische Daten sowie die äußeren Kräfte als Eingabeparameter für die Berechnung der inneren Kräfte und Momente. Die Bewegungsgleichungen werden mit Hilfe der Gesetze der NEWTONschen Mechanik entwickelt. Das Modell wird in mehrere Segmente unterteilt und jedes einzelne Segment unabhängig von den anderen betrachtet. Die berechneten Parameter für das proximale Ende des mehr distal gelegenen Segments dienen dann als Eingabeparameter für das distale Ende des benachbarten, proximal gelegenen Segments. Auf diese Weise werden sämtliche Ausgabepa-

parameter aller Segmente bestimmt. Das grundsätzliche Prinzip lässt sich daher an einem freigelegten Segment aufzeigen (Abb. 3.5).

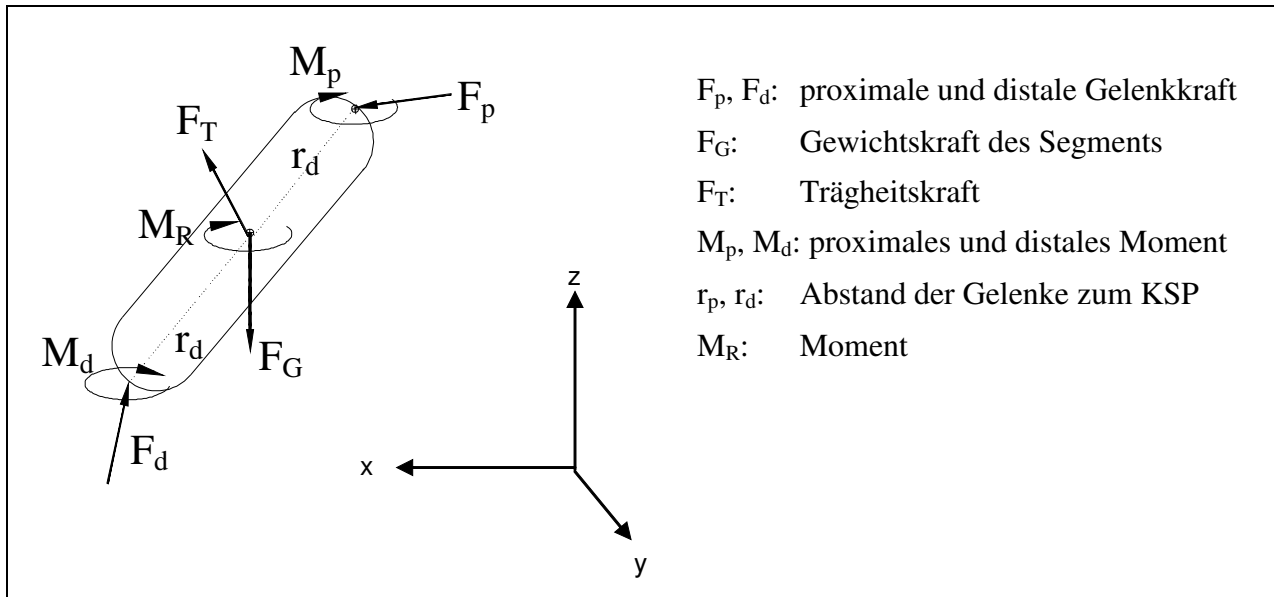


Abb. 3.5: Kräfte und Momente an einem beliebigen, freigelegten Segment

Als anthropometrische Eingabeparameter werden für ein Segment benötigt:

- $m$ : Masse
- $l$ : Länge
- $r$ : Lage des Körperschwerpunkts
- $\theta$ : Trägheitsmomente in den drei Hauptträgheitsachsen

Zur eindeutigen Bestimmung eines freigelegten Segments ist ein Referenzsystem erforderlich, indem die Lage und Orientierung des Segments angegeben werden. Ein sich im 3-dimensionalen Raum frei bewegendes Segment besitzt 6 Freiheitsgrade. Eine Bewegung des Segments im Raum ist determiniert durch die translatorische und rotatorische Bewegung. Die translatorische Bewegung lässt sich durch die Bewegung eines Punkts, z.B. des Körperschwerpunkts, in jeder Koordinatenrichtung festlegen. Ebenso lässt sich die rotatorische Bewegung durch die Drehung um eine jeweilige Achse kennzeichnen. Insgesamt ist damit die Bewegung des Segments durch 6 voneinander unabhängige Parameter vollständig beschrieben durch den folgenden Vektor:

$$q = (x, y, z, \phi_x, \phi_y, \phi_z)^t \quad (2)$$

Zunächst soll in den Bewegungsgleichungen nur auf die translatorische Bewegung eingegangen werden. Bei starren Segmenten spielen hierbei ausschließlich Kräfte eine Rolle. Die in Abbildung 3.5 dargestellten Momente bleiben somit zunächst unberücksichtigt.

Da für die Modellierung keine Muskelkräfte einbezogen werden, sind ausschließlich die proximalen und distalen Gelenkkräfte ( $F_p$ ,  $F_d$ ) und die Gewichtskraft ( $F_G$ ) für die Bewegung des Segments verantwortlich. Die Kräfte  $F_i$  werden als Vektoren definiert, somit sind auch die Verknüpfungen der Gleichungen vektoriell zu verstehen.

Nach dem D'ALAMBERTschen Prinzip gilt, dass sich alle an einem starren Körper angreifende Kräfte zu Null summieren:

$$\sum F_i = 0 \quad (3)$$

Bezogen auf das Modell ergibt sich damit folgende Gleichung:

$$F_p + F_d + F_G + F_T = 0 \quad (4)$$

Die Trägheitskraft  $F_T$  ist umgekehrt zu den anderen Kräften gerichtet und lässt sich auch als das Produkt von Masse x Beschleunigung des Körpers schreiben. Damit erhält man die Bewegungsgleichung für die Translation eines starren Körpers nach dem zweiten NEWTONschen Axiom. Aufgelöst nach der zu berechnenden proximalen Kraft ( $F_p$ ), erhält man die Gleichung:

$$F_p = -F_d - F_G + m \cdot a \quad (5)$$

Die Kraft  $F_p$  ist zum einen die gesuchte Nettogelenkkraft, zum anderen wird sie für die Momentenberechnung benötigt.

Bevor in analoger Weise auf die Momentengleichung eingegangen wird, erscheint eine Herleitung des Trägheitsdrehmoments sinnvoll. Bei Betrachtung der Momente eines starren Körpers liefert der Drallsatz bezogen auf den Massenmittelpunkt  $C$

$$M_C = \theta_C \cdot \omega' \quad (6)$$

mit  $M_C$  als Summe aller Momente, die an diesem Segment angreifen,  $\theta_C$  der Trägheitstensor und  $\omega'$  die Winkelbeschleunigung des Körpers. Bezogen auf einen raumfesten Punkt  $R$  verändert sich der Drallsatz dahingehend:

$$M_R = \theta_C \cdot \omega' + r_C \times m \cdot a_C \quad (7)$$

Dabei ist  $r_C$  Vektor von  $R$  nach  $C$ ,  $m$  die Masse des Körpers und  $a_C$  die Beschleunigung des Segmentschwerpunkts  $C$ . Hierbei ändern sich die Massen-Trägheitsmomente ( $\theta_C$ ) mit der Drehung. Um die Veränderlichkeit der Massen-Trägheitsmomente zu vermeiden, muss ein körperfestes Koordinatensystem eingeführt werden. Die Gleichung verändert sich dahingehend:

$$M_R = \theta_C \cdot \omega' + \omega \times \theta_C \cdot \omega \quad (8)$$

Voraussetzung für die Gültigkeit der Gleichung ist, dass die Drehachsen mit den Achsen der Massen-Trägheitsmomente übereinstimmen. Dies ist durch die entsprechende Definition der lokalen Koordinatensysteme in Abschnitt 3.3.2 geschehen. Eine Auflösung des Vektorprodukts in Gleichung (8) ergibt für das Moment  $M_R$  die folgende vektorielle Darstellung innerhalb der Raumkoordinaten:

$$M_R = \begin{pmatrix} \theta_x \cdot \omega_x' + (\theta_z - \theta_y) \cdot \omega_y \cdot \omega_z \\ \theta_y \cdot \omega_y' + (\theta_x - \theta_z) \cdot \omega_z \cdot \omega_x \\ \theta_z \cdot \omega_z' + (\theta_y - \theta_x) \cdot \omega_x \cdot \omega_y \end{pmatrix} \quad (9)$$

Dabei bezeichnen  $\theta_x$ ,  $\theta_y$  und  $\theta_z$  die Trägheitsmomente des Segments um seine Hauptachsen bezogen auf seinen Schwerpunkt. Entsprechend dieser Hauptträgheitsachsen werden die körperfesten Koordinatenachsen gewählt, so dass die Drehachsen mit den Hauptträgheitsachsen übereinstimmen (s. Abb. 3.3). Der Vektor  $t(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$  stellt die Winkelgeschwindigkeit dar, entsprechend dazu bezeichnet  $t(\omega_x', \omega_y', \omega_z')$  die dazugehörige Winkelbeschleunigung. Dieses Moment  $M_R$  entspricht der Trägheitskraft bei der Betrachtung der translatorischen Bewegung und beschreibt den Widerstand der Masse gegen die beschleunigenden Kräfte. Es kann daher auch als Trägheitsdrehmoment bezeichnet werden.

Entsprechend der Translation gilt nach dem D'ALEMBERTschen Prinzip für rotatorische Bewegungen für die Summe aller Momente:

$$\sum M_i = 0 \quad (10)$$

Hier gilt entsprechend der Trägheitskraft für das Moment  $M_R$  eine andere Orientierung. Für diese Arbeit erhält man die folgende Momentengleichung, wenn alle Momente (vgl. Abb. 3.5) aufsummiert werden:

$$M_d + F_d \times r_d + M_p + F_p \times r_p = M_R \quad (11)$$

Eine Auflösung der Gleichung nach  $M_p$  führt damit zu folgender Gestalt:

$$M_p = M_R - M_d - F_d \times r_d - F_p \times r_p \quad (12)$$

Damit sind sowohl die proximale Kraft als auch das proximale Moment bestimmt. Nach dem Freischneidungsprinzip ergeben sich für jedes Segment am jeweiligen Gelenkpunkt resultierende Gelenkkräfte und -momente von gleicher Größe, aber umgekehrter Richtung. Auf diese Berechnungen bezogen, bilden die proximale Gelenkkraft bzw. das proximale Moment des ersten Segments und die distale Gelenkkraft bzw. das distale Moment des folgenden, zweiten Segments die Schnittkräfte bzw. das Schnittmoment. Als positive Gelenkkraft bzw. Moment wird die distale Kraft bzw. das distale Moment des folgenden Segments definiert.

Da aufgrund des Freischneidungsprinzips  $F_{p\ i} = -F_{d\ i+1}$ ; für  $i = \{1, 2, 3\}$  gilt, folgt für das  $i$ -te Segment die Gelenkkraft unter Berücksichtigung von Gleichung (5):

$$F_{Gelenk\_i+1} = F_{d\_i+1} = F_{d\_i} + F_{G\_i} - m_i \cdot a_i \quad (13)$$

und für das Moment mit  $M_{p\ i} = -M_{d\ i+1}$  unter Berücksichtigung von Gleichung (12):

$$M_{Gelenk\_i+1} = M_{d\_i+1} = M_{d\_i} + F_{d\_i} \times r_{d\_i} + F_{p\_i} \times r_{p\_i} - M_{R\_i} \quad (14)$$

Die Masse  $m$ , die Gewichtskraft  $F_G$ , die Länge des Segments, die Lage des Massenmittelpunkts und die Trägheitsmomente ergeben sich aus den anthropometrischen Eingabedaten. Die Vektoren  $r_d$  und  $r_p$  lassen sich mit Hilfe der Gelenkmittelpunkte und der Lage des Massenmittelpunkts bestimmen. Die Beschleunigung und die Winkelgeschwindigkeiten bzw. -beschleunigungen lassen sich aus den kinematischen Daten errechnen. Somit können die (proximalen) Gelenkkräfte bzw. Momente unter Kenntnis der distalen Kräfte bzw. Momente bestimmt werden. Diese dienen dann als Eingabeparameter des nächsten Segments. Verallgemeinert bedeutet das: die in den Gleichungen (5 und 12) berechneten proximalen Kräfte und Momente ( $F_{i\_p}$ ,  $M_{i\_p}$ ) des  $i$ -ten Segment bilden die Eingabedaten für das nächste Segment, sie sind also die distalen Kräfte und Momente ( $F_{i+1\_d}$ ,  $M_{i+1\_d}$ ) des  $i+1$  Segments. Notwendig ist hierzu die Kenntnis der distalen Kräfte und Momente des ersten Segments. Diese Daten sind aufgrund dynamometrischer Messungen bekannt. In Abbildung 3.6 ist die Vorgehensweise anhand des verwendeten Modells der unteren Extremität verdeutlicht:

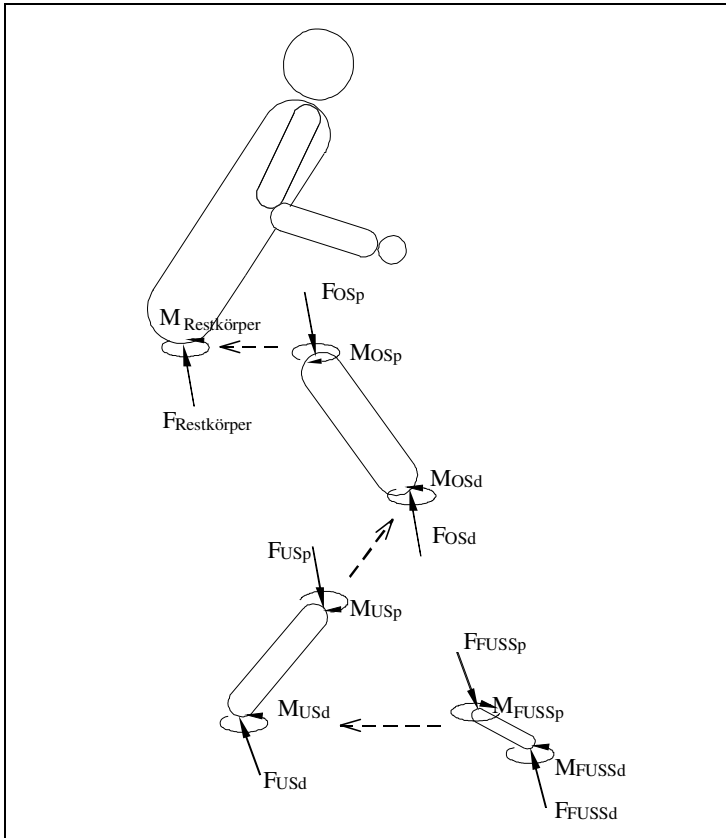


Abb. 3.6: Schnittdiagramm der unteren Extremität



Die proximalen Gelenkkräfte und Momente ( $F_{FUSSp}$ ,  $M_{FUSSp}$ ) können bestimmt werden, da die distalen Gelenkkräfte und Momente ( $F_{FUSSd}$ ,  $M_{FUSSd}$ ) mit der dynamometrischen Messung bestimmt sind, also gleich den Bodenreaktionskräften sind. Die distalen Gelenkkräfte und Momente des Unterschenkels ( $F_{USd}$ ,  $M_{USd}$ ) sind als Schnittkräfte gleich den proximalen Gelenkkräften und Momenten des Fußsegments, nur in umgekehrter Richtung. Damit liegen alle Daten vor, um die proximalen Gelenkkräfte und Momente des Unterschenkels zu berechnen. Auf diese Weise können die Kräfte und Momente in den Gelenken der unteren Extremität bestimmt werden.

### 3.5 Berechnung der Patellasehnenkraft und Auflagekraft der Patella

Für die Berechnung der Muskelkraft der Knieextensoren muss der variable Hebelarm berücksichtigt werden. Je nach Knieflexion kann dieser Hebelarm um mehrere Millimeter variieren. Die Bestimmung des Hebelarms wird mit Hilfe der Regressionsgleichung

$$r_p = -0,00392 \alpha^2 + 1,124 \alpha - 31,5 \quad (15)$$

mit  $r_p$  : Hebelarm der Knieextensoren  
 $\alpha$  : Kniewinkel

durchgeführt. Die Regressionsgleichung wurde von Smidt (1973) nach einer röntgentechnologischen Untersuchung mit 26 Probanden zur Bestimmung der Hebelarme der Muskulatur aufgestellt.

Die Muskelkraft der Knieextensoren ( $F_p$ ) lässt sich aus dem Quotient von Drehmoment durch Hebelarm berechnen:

$$F_p = \frac{M_x}{r_p} \quad (16)$$

mit  $M_x$ : Drehmoment des Kniegelenks in der Sagittalebene.

Da durch die Patella die Muskelkräfte nur umgelenkt und in ihrer Größe nicht verändert werden, kann für die Patellasehne von einer gleich großen Kraft ausgegangen werden.

Für die Berechnung der Auflagekraft wird angenommen, dass die Zugrichtung der Patellasehne gleich der Längsachse des Unterschenkels, während die Zugrichtung der Knieextensoren parallel zur Längsachse des Oberschenkels läuft (Abb. 3.7 a).

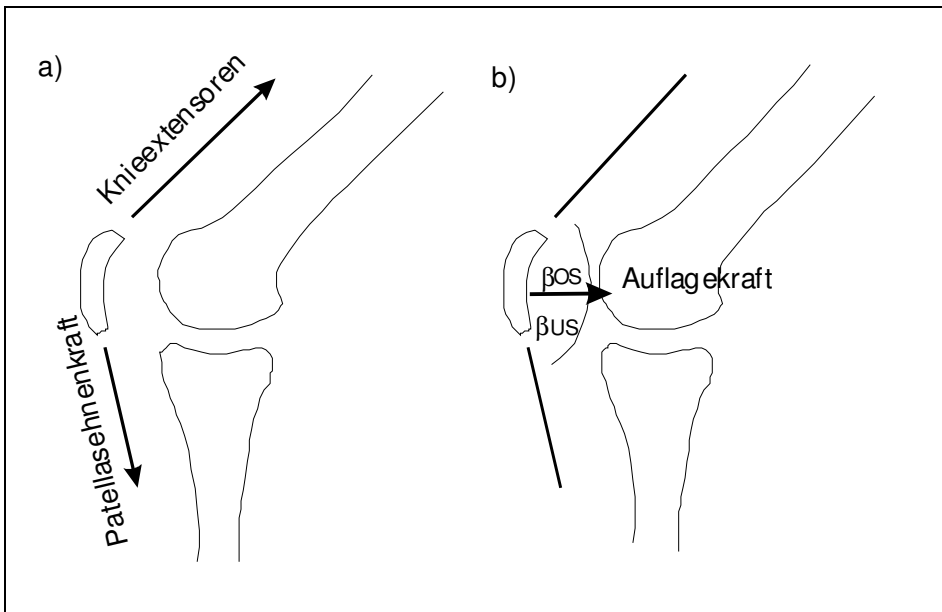


Abb. 3.7: a) Zugrichtung der Patellasehnenkraft und Knieextensoren und b) Bestimmung von Auflagekräften

Die Auflagekraft der Patella ( $F_A$ ) ergibt sich rechnerisch aus dem Produkt der Kraft  $F_P$  multipliziert mit dem Kosinus des eingeschlossenen Winkels (vgl. Abb. 3.7 b) für beide Kraftrichtungen:

$$F_A = F_P \cdot \cos \beta_{US} + F_P \cdot \cos \beta_{OS} \quad (17)$$

mit  $\beta_{US}$ : Winkel der Patellasehne zur Horizontalebene

$\beta_{OS}$ : Winkel der Patellasehne zur Horizontalebene

Damit sind alle für die Untersuchung notwendigen Parameter bestimmt.

## **4 Methodik**

In diesem Kapitel wird der Weg der Datengewinnung und -auswertung (4.1) beschrieben. Daten aus drei verschiedenen Bereichen, Anthropometrie, Kinemetrie und Dynamometrie, müssen für die Modellierung erhoben werden, bevor diese weiter verarbeitet werden können (4.2). Durch die Erhebung entstandene Fehler werden im folgenden Abschnitt (4.3) abgeschätzt, bevor auf die einzelnen zur Auswertung anstehenden Parameter (4.4) und die Hypothesen (4.5) eingegangen wird. Abschließend wird die Durchführung der Untersuchung dargestellt (4.6).

### **4.1 Datengewinnung**

#### **4.1.1 Anthropometrische Daten**

Für das anthropometrische Modell müssen lediglich zwei Parameter erhoben werden: Gewicht und Größe der Versuchspersonen. Basierend auf der Untersuchung von Saziorskiet al. (1984) werden mit diesen Angaben mittels Regressionsgeraden die einzelnen Segmentparameter bestimmt, die als Eingabeparameter für die Modellrechnungen benötigt werden. Die Fehler bei der Bestimmung der einzelnen Segmentparameter werden für große Segmente (Ober-, Unterschenkel) unter 1% und für kleine Segmente unter 4% angegeben. Das Gewicht wurde mit einer Personenwaage, die Größe mit einer Messlatte (Zentimetermaß) bestimmt. Die Genauigkeit der Daten liegt bezogen auf das Gewicht bei 0,5 kg und hinsichtlich der Größe bei 1cm.

Die Längen der einzelnen Segmente wurden stehend in Schuhen mit einem Zentimetermaß gemessen. Erhoben wurden die Höhe des Malleolus lateralis, des Kniegelenkspalts (laterale Seite) und des Trochantor majors. Zur Bestimmung des Mittelpunktes des Kniegelenks wurde die Breite des Knies in Höhe des Kniegelenkspalts mit Hilfe einer Schieblehre gemessen. Der Mittelpunkt des Sprunggelenks wurde entsprechend über die Breite von Malleolus lateralis und Malleolus medialis bestimmt.

Sämtliche Angaben wurden direkt vor der Untersuchung erhoben.

#### **4.1.2 Kinemetrische Daten**

Mit Hilfe optischer Messverfahren kann man die räumlichen Koordinaten von Punkten und deren zeitliche Veränderung erfassen. Der häufige Einsatz derartiger Verfahren resultiert aus der Möglichkeit zur Speicherung großer Mengen kinematischer Daten und einer äußerst geringen Rückwirkung auf die aufgenommenen Objekte. Für eine räumliche Analyse werden mindestens zwei Kameras benötigt, die in unterschiedlichen Positionen ausgerichtet sind. Als vorteilhaft erweist sich ein System, das die Daten der Kameras synchronisiert.

Aus diesen Gründen wird das optische Messsystem HSG 84.330 der Firma Hentschel eingesetzt. Es verfügt über eine für die Untersuchung erforderliche hohe Messfrequenz und eine große Genauigkeit.

Die Kameras vom Typ C 1181 der Firma Hamamatsu sind recht lichtunempfindlich und nehmen daher nur sehr starke Lichtquellen auf. Hierzu werden passive Marker verwendet. Diese sind 5mm große Styroporkugeln, die mit einer stark reflektierenden Folie umgeben sind. Sie werden an ausgewählten Stellen am Bein befestigt. Da weitere Maßnahmen an der Person nicht notwendig sind, kann bei diesem System von einer äußerst geringen Rückwirkung ausgegangen werden. Sechs ringförmig um das Objektiv angebrachte Halogenlampen sorgen für die notwendige Helligkeit. Aufgenommen werden von beiden Kameras daher nur die reflektierten Lichtsignale der jeweiligen Marker. Störfaktoren, wie z.B. einfallendes Licht oder reflektierende Gegenstände, können durch ein Abdunkeln des Hintergrundes beseitigt werden.

Eine weitere Eigenschaft dieses Systems ist das spezielle Suchverfahren der Marker. Ein einmal gefundener Marker wird bei der nächsten Aufnahme nicht im gesamten Bild gesucht, sondern nur innerhalb eines Kleinfeldes verfolgt. Durch diese Reduktion der Bildinformation wird eine Summenabtastrate von 7500 Hz ermöglicht.

Die tatsächliche Bildfrequenz errechnet sich aus dem Quotienten von Summenabtastrate durch die Anzahl der Kanäle. Bei der Anzahl der Kanäle ist auf der einen Seite auf eine ausreichend hohe Frequenz hinsichtlich der zu untersuchenden Bewegung zu achten. Auf der anderen Seite wurden Marker beim Abscannen der Bildfläche doppelt abgetastet, so dass mehr Messkanäle als minimal nötig eingerichtet werden mussten. Als sinnvoll für diese Untersuchung erwies sich die Anzahl von 12 Kanälen zur Markererkennung, woraus sich eine Bildfrequenz von 625 Hz errechnet. Die sich daraus ergebende zeitliche Auflösung von  $1/625$  s dürfte ausreichend sein, um die Bewegung der Landung zu untersuchen und zeitbedingte Messfehler auszuschließen.

Ebenso besitzt das System eine hohe räumliche Auflösung. Das Bildfeld ist horizontal und vertikal in 8192 Bildpunkte aufgeteilt. Bei einer Kameraentfernung von 3,5 m zum Objekt ergibt sich ein Bildausschnitt von 1 m x 1 m. Eine Verlängerung des Abstandes auf 8,6 m bzw. 7,8 m, also die maximale Distanz einer der beiden Kameras in dieser Untersuchung, führt zu einem Bildausschnitt von maximal 2,45 m x 2,45 m. Die räumliche Auflösung erhält man durch Division des Bildausschnitts durch die Anzahl der Bildpunkte. Somit ergibt sich eine horizontale und vertikale Auflösung von unter 0,3 mm.

Über das Videointerface werden die ermittelten Koordinaten digital auf dem Personal Computer abgespeichert. Ein weiterer Vorteil des Systems besteht in der Möglichkeit, über einen

64-kanaligen Multiplexer Analogsignale (z.B. Kraftmessplatte) zu verarbeiten. Damit lassen sich die Daten beider Kameras und zusätzlicher Geräte synchron aufnehmen.

#### 4.1.3 Dynamometrische Daten

Die Dynamometrie befasst sich mit der Messung von äußeren Kräften. Von besonderem Interesse bei Landungen sportartspezifischer Sprünge sind die Kräfte zwischen dem Boden und dem Körper. Zu diesem Zweck wird eine 500 mm x 700 mm große Kraftmessplatte, die mit Sensoren der Firma Kistler bestückt ist, verwendet. In jeder der vier Ecken befinden sich drei orthogonal ausgerichtete Quarzkristalle, die nach dem piezoelektrischen Prinzip arbeiten. Die durch Einwirken einer Kraft entstehenden elektrischen Ladungen werden durch Ladungsverstärker in Spannungen umgewandelt, verstärkt und anschließend abgespeichert.

Neben den Kraftkomponenten der resultierenden Bodenreaktionskraft  $F_{BRK} = (F_x, F_y, F_z)$  lassen sich zusätzlich der Kraftangriffspunkt  $a = (a_x, a_y)$  auf der Plattenoberfläche und das Reibungsmoment bestimmen.

Als maximaler Fehler werden für Kistler Kraftmessplatten für gemessene Kräfte  $\pm 2 \%$  und für den Kraftangriffspunkt sowie das Reibungsmoment  $\pm 3 \%$  des Messbereichs angegeben. Der Messfehler bei der Bestimmung des Kraftangriffspunkts hängt vor allem von zwei Faktoren ab: dem Ort des Kraftangriffspunkts und der Höhe der Vertikalkraft. Liegt die Bewegung in der Plattenmitte, lässt sich der Fehler reduzieren, während eine Belastung am Rand der Platte zu größeren Fehlern führt. Bei niedrigen vertikalen Kraftwerten können unter Umständen ebenfalls größere Fehler auftreten.

## 4.2 Weiterverarbeitung der Daten

Dieser Abschnitt beinhaltet die weitere Bearbeitung der Daten, bis alle Eingaben für die Modellrechnungen vorliegen. Drei Punkte sind dabei zu erläutern: die Berechnung der Raumkoordinaten, die Bestimmung weiterer Punkte und Routinen zum Glätten und Differenzieren der Daten.

### Berechnung der Raumkoordinaten

Da jede Kamera nur zweidimensionale Bilder liefert, müssen mindestens zwei Kameras eingesetzt werden, um dreidimensionale Daten berechnen zu können. Zu diesem Zweck wird ein Kalibriergestell (Abb. 4.1) verwendet, auf dem 9 Marker an fest vorgegebenen Punkten befestigt werden. Aufgrund der fest definierten Abstände der Marker zueinander lassen sich nach einem vorliegenden Algorithmus die Daten in Raumkoordinaten umrechnen. Diese Berechnungen wurden mit dem Softwareprogramm TopoMed durchgeführt.



Abb. 4.1: Zur Berechnung der Raumkoordinaten verwendetes Kalibriergestell

### Bestimmung weiterer Punkte

Die Bestimmung von weiteren Punkten, wie z.B. Gelenkmittelpunkte bzw. Koordinatensprünge, sind für die Modellrechnungen unerlässlich.

Allgemein gesprochen lassen sich die lokalen Koordinatensysteme durch drei nicht kollineare Punkte ( $P_1, P_2, P_3$ ) bestimmen. Unter der Voraussetzung, dass bei normierter Länge

$$e_1 = P_1 - P_2, \quad e_2 = P_3 - P_2, \quad e_3 = e_1 \times e_2$$

sind, erhält man die Einheitsvektoren eines kartesischen Koordinatensystems. Durch eine affine Abbildung

$$P = P_0 + \sum k_i \cdot e_i$$

kann jeder beliebige Punkt  $P$  in diesem Koordinatensystem beschrieben werden (Abb. 4.2).

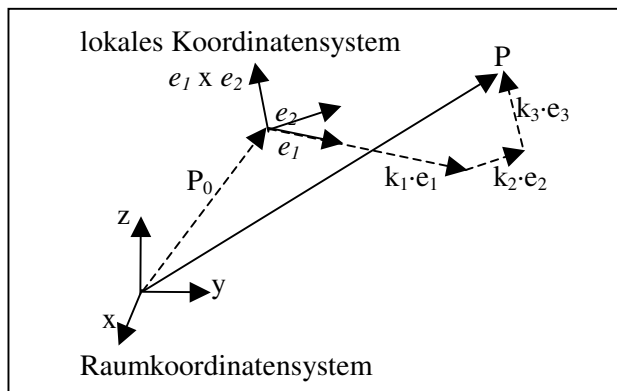


Abb. 4.2: Beschreibung eines Punktes  $P$  im Raum- (—) und lokalen (- - -) Koordinatensystem

Beispielsweise ist für die Bestimmung des Sprunggelenkmittelpunkts eine Verschiebung des am Malleolus lateralis befestigten Markers in Richtung der Sprunggelenkachse vorzunehmen. Über die im Vorfeld der Untersuchung erhobene Breite des Sprunggelenks kann der Mittelpunkt des Gelenks bestimmt werden. Dieser Punkt bildet gleichzeitig den Koordinatenursprung der beiden lokalen Koordinatensysteme der Segmente Fuß und Unterschenkel. Innerhalb der Koordinatensysteme lassen sich die weiteren Punkte (z.B. Segment Schwerpunkte) angeben.

Entsprechend lässt sich der Gelenkmittelpunkt für das Knie bestimmen. Dieser bildet den Ursprung des lokalen Koordinatensystems für den Oberschenkel.

### Glättungs- und Ableitungsroutinen

Um aus den Weg-Zeit-Verläufen Geschwindigkeits- und Beschleunigungsangaben zu erhalten, muss die Kurve ein bzw. zwei Mal differenziert werden. Dies führt zu einem Aufrauen der Kurve, insbesondere beim zweimaligen Differenzieren und zu stärker ausgeprägten Messfehlern. Ein Glätten der Funktion ist daher unbedingt notwendig. Die vorliegenden Daten wurden mit einem Tiefpassfilter (Grenzfrequenz 25 Hz) geglättet. Mit dieser Grenze wurde versucht, die durch die Messapparatur bedingten Frequenzen herauszuschneiden, ohne dass bewegungsrelevante Frequenzen herausgefiltert werden. Während Quade (1993) bei Sprüngen mit 30 Hz eine höhere Frequenz als Grenze einsetzte, veröffentlichten Fink, Preiss und Schöllhorn (1998) optimale cutoff-Frequenzen von unter 15 Hz für die jeweiligen Körpersegmente. Allerdings bezogen sich die von Fink et al. ermittelten Frequenzen auf Laufbewegungen.<sup>4</sup>

Aus den oben genannten Gründen wurde für die Berechnung der Geschwindigkeit und Beschleunigung nicht der Differentenquotient gebildet, sondern die folgende numerische Ableitungsfunktion (Fritz, 1979) mit fünf Messpunkten ausgewählt:

$$\dot{z}_i' = \frac{(z_{i-2} - 8 \cdot z_{i-1} + 8 \cdot z_{i+1} - z_{i+2})}{12 \cdot \Delta t} \quad (1)$$

mit  $\Delta t$ : Zeitintervall zwischen zwei Messpunkten

$\dot{z}_i'$ : Berechnung des  $i$ -ten Ableitungswertes

Insgesamt ergeben sich somit für die Bestimmung der Gelenkkräfte und -momente mehrere Verfahrensschritte, die im Überblick in Abb. 4.3 dargestellt sind:

<sup>4</sup> Zur Problematik des Filterns mit unterschiedlichen Frequenzen siehe Fink, Schöllhorn & Jaitner (1999).

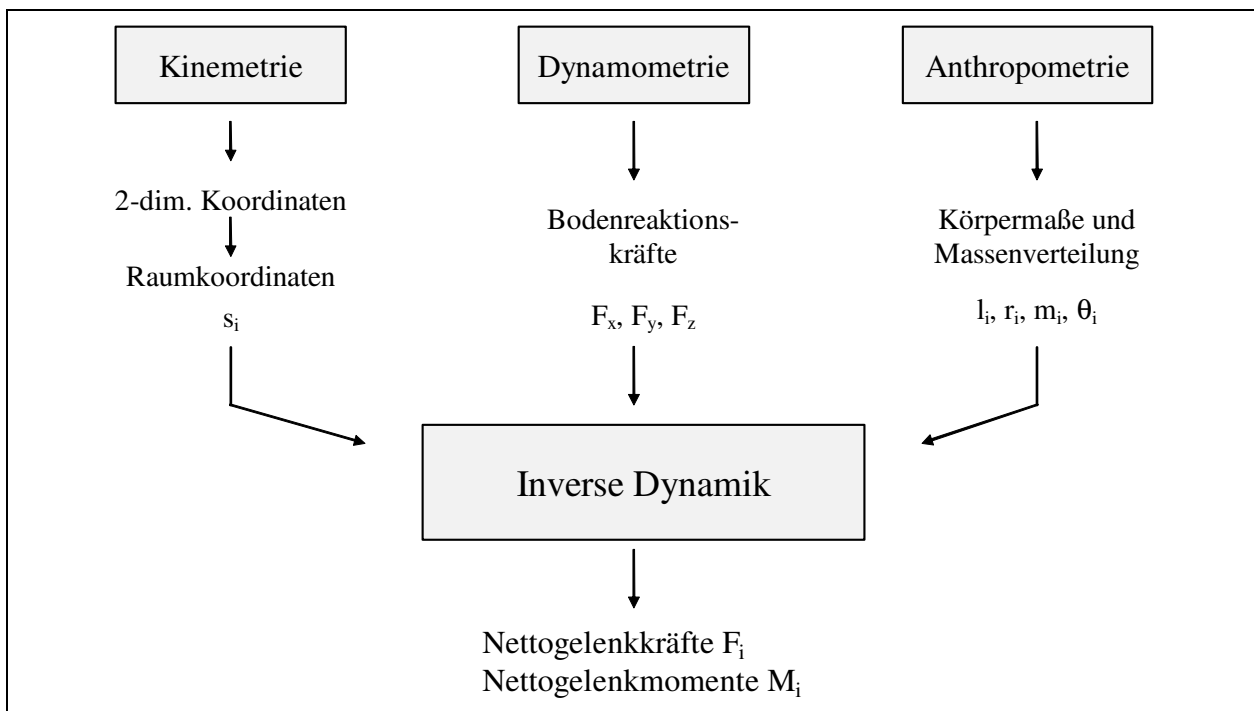


Abb. 4.3: Schematische Darstellung zur Bestimmung von Nettogelenkkräften und -momenten

Für die kinematischen Berechnungen von den aufgenommenen zweidimensionalen Daten beider Kameras bis zu den Raumkoordinaten wurde das Programm TopoMed eingesetzt. Die weiteren Berechnungen erfolgten in Excel, wobei die Modellberechnungen in der darin verfügbaren Programmiersprache VBA durchgeführt wurden.

Die statistische Auswertung wurde mit dem Programm SPSS (Version 10.0) erstellt.

### 4.3 Fehlerabschätzung

Bei der Bestimmung von Gelenkkräften und -momenten treten zwangsläufig Fehler auf. Diese basieren auf verschiedenen Ursachen: einerseits aus den verschiedenen Messverfahren und andererseits aus den Modellannahmen. Eine Überprüfung des Modells an Hand gemessener Werte ist nicht möglich, da keine in-vivo-Messungen vorliegen.

Die Fehlerabschätzung wird wie folgt strukturiert: Zunächst werden die Fehler aufgeführt, die sich bei der Aufnahme und Weiterverarbeitung der kinematischen und dynamometrischen Daten ergeben. Da diese in die Modellberechnung eingehen und durch die Modellannahmen weitere Fehler auftreten, wird dieser Bereich im Anschluss ausführlich behandelt.

Generell können diese Fehler als *zufällig* und nicht systematisch eingestuft werden.

Vom Kamerasystem werden die Bewegungen der Marker im Raum aufgenommen. Auch bei einer hohen Auflösung von 0,3 mm ergeben sich Fehler. Diese gehen in den Algorithmus zur Berechnung der Raumkoordinaten der Marker bzw. Gelenke mit ein. Um diese Fehler abschätzen zu können, wurde eine Kontrollmessung, bei der die Höhe des am Trochanter



major befestigten Markers eines Probanden gemessen wurde, durchgeführt. Damit lässt sich der *statische Fehler* angeben. Der absolute maximale Fehler lag bei nicht geglätteten Daten unter 3 mm, was einem relativen Fehler von unter 0,5% entspricht. Aufgrund der im vorigen Abschnitt beschriebenen Glättungsroutinen kann dieser Fehler deutlich reduziert werden.

Für die weitere Abschätzung des *dynamischen Fehlers* wird das von Glitsch (1992) und Natrup (1997) durchgeführte Verfahren verwendet. In dem verwendeten Modell werden die einzelnen Segmente als starr angenommen. Die geringe Verformung der Segmentlängen bei der Landung durch Stauchung ist im Modell nicht berücksichtigt. Daher wird die Konstanz der Segmentlängen als geeignetes Gütekriterium betrachtet.

Die Betrachtung erscheint sinnvoll, da der größte Fehler sich mit Sicherheit aus der bei der Landung auftretenden Hautverschiebung ergibt, so dass sich die Distanz der Marker ändert und damit die Segmentlängen während der Landephase variieren. Als Beispiel ist ein typischer Verlauf der Segmentlängen eines Probanden während der Landung in der Abbildung 4.4 aufgezeigt.

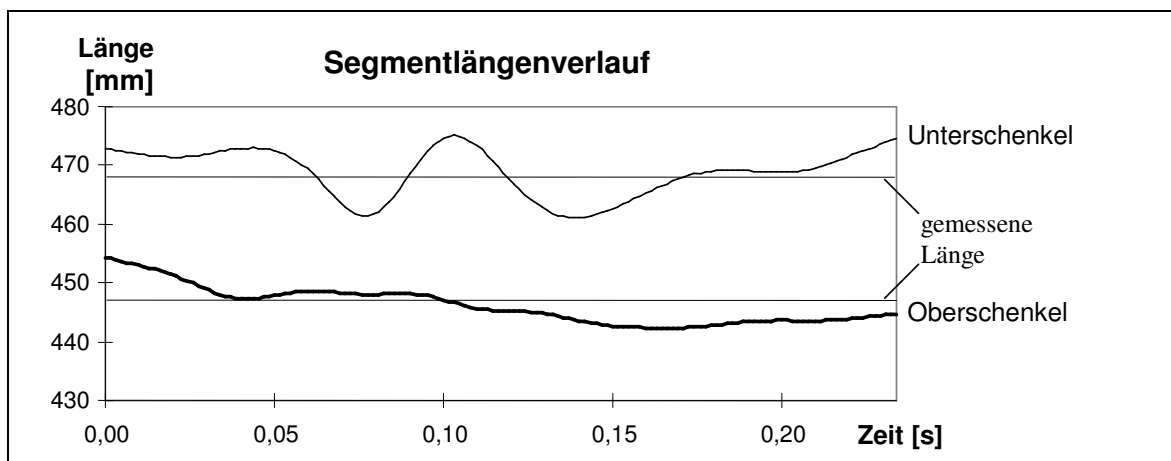


Abb. 4.4: Schwankungen der Segmentlängen eines Probanden bei der Landung im Vergleich zur gemessenen Länge von Unterschenkel (468 mm) und Oberschenkel (447 mm)

Die Länge des Oberschenkels, bestimmt aus den kinematischen Daten, schwankt zwischen 454 mm und 442 mm. Die gemessene Länge des Oberschenkels liegt bei 447 mm. Daraus ergibt sich für diesen Versuch ein maximaler Fehler von 6 mm, entsprechend für den Unterschenkel, berechnet aus dem Maximalwert (475 mm) und Minimalwert (461 mm) und der tatsächlichen Länge (468 mm), ein maximaler Fehler von 7 mm. In der Tabelle 4.1 sind die maximalen Fehler aller Probanden aufgeführt. Da bei jedem Probanden mehrere Versuche in die Berechnungen eingehen, ist der jeweils höchste maximale Fehler aus allen Versuchen aufgeführt. Daher ist zu berücksichtigen, dass der maximale Fehler aus den anderen Versuchen zum Teil deutlich geringer sein kann.

Tab. 4.1: Absoluter und relativer maximaler Fehler im Vergleich zur tatsächlichen Segmentlänge

Proband	OS		US		Proband	OS		US	
	mm	%	mm	%		mm	%	mm	%
1	13	2,9	11	2,4	17	11	2,0	8	1,8
2	16	3,9	10	2,4	18	15	3,3	13	2,9
3	11	2,3	7	1,5	19	15	3,5	11	2,7
4	21	4,4	21	4,2	20	13	3,1	12	2,6
5	16	3,8	14	3,5	21	17	3,7	16	3,6
6	17	4,3	11	2,8	22	20	4,7	19	4,2
7	17	3,6	19	4,1	23	6	1,5	10	2,4
8	15	3,5	12	2,4	24	11	2,7	12	2,9
9	16	3,5	18	4,2	25	12	2,8	6	1,4
10	12	2,6	9	1,9	26	16	4,0	16	3,7
11	15	3,8	13	2,9	27	15	3,9	17	4,3
12	8	1,6	16	3,5	28	26	5,8	13	3,0
13	22	6,2	21	5,2	29	16	4,1	9	2,3
14	8	1,8	10	2,2	30	16	3,3	10	2,0
15	17	3,8	18	4,6	31	26	7,0	9	2,2
16	8	1,9	11	2,4	32	23	5,8	14	3,6
alle Probanden					Maximum	26	7,0	21	5,2
					<i>M</i>	15	3,6	13	3,0
					<i>SD</i>	4,8	1,3	4,0	0,9

Im Mittel liegen die maximalen Fehler bei der Bestimmung der Oberschenkel­länge bei 15 mm, was einem durchschnittlichen relativen maximalen Fehler von 3,6% entspricht. Die Fehler bei der Bestimmung der Länge des Unterschenkels sind geringfügig niedriger. Als größter maximaler Fehler aller Versuche wird eine Abweichung der Segmentlänge von absolut 26 mm und relativ 7% festgestellt.

Um den Fehler bezüglich der Segmentlängen möglichst zu minimieren, wurde auf folgende Kriterien beim Positionieren der Marker geachtet:

- große Entfernungen zwischen den Markern,
- nah am Gelenkzentrum positionieren,
- möglichst feste Verbindung, so dass Verschiebungen zwischen dem Marker und Segment minimiert werden.

Bei der Bestimmung der Gelenkkräfte und -momente ist die Tendenz zu erwarten, dass die Fehler von unten nach oben zunehmen. Der Grund liegt in der Zunahme der Eingangsparameter und in der Entfernung zum Kraftangriffspunkt. Im Vergleich von Hüftgelenk und Sprunggelenk führt ein Fehler der Kraftrichtung aufgrund des vielfachen Abstandes zur

Kraftmessplatte auch zu einem Vielfachen des Fehlers. Daher ist hinsichtlich der Momentbetrachtung eine größere Vorsicht beim Interpretieren der Daten geboten. Zudem pflanzt sich der Fehler bei der Berechnung des nächsten Segments fort, da die berechnete proximale Gelenkkraft bzw. das proximale Gelenkmoment eines Segments als distale Gelenkkraft bzw. distales Gelenkmoment in die Berechnung des folgenden Segments eingeht. Inwieweit sich der Fehler in den Gelenken fortpflanzt, ist in Tabelle 4.2 angegeben. Diese zeigt die prozentuale Änderung der resultierenden Gelenkkraft bzw. des Gelenkmoments beim Vergrößern der horizontalen Kraftrichtung um den maximalen Fehler der Kraftmessplatte (2%).

Tab. 4.2: *Fortpflanzung des Fehlers in den Gelenken bei der Berechnung der resultierenden Gelenkkraft bzw. dem Gelenkmoment bei einem Probanden*

	<b>Sprunggelenk</b>	<b>Kniegelenk</b>	<b>Hüftgelenk</b>
<b>Kraftmaximum</b>	0,3 %	0,4 %	0,7 %
<b>Gelenkmoment</b>	0,4 %	1,2 %	1,6 %

Der relative Fehler bei der Bestimmung der Gelenkkräfte liegt unter 1%, während beim Gelenkmoment ein relativer Fehler von deutlich unter 2% vorliegt. Wird zudem bei den Modellrechnungen die Segmentlänge um die maximal gemessene Abweichung von 7% vergrößert, erhöht sich der relative Fehler im Hüftgelenk auf 1,2% (Kraftmaximum) bzw. auf 2,1% (Gelenkmoment). Im Sprung- und Kniegelenk vergrößert sich der Fehler nur geringfügig (<0,1%).

Eine Abschätzung des *Gesamtfehlers* ist relativ schwierig. Im Vergleich zu der tatsächlich auftretenden Gelenkkraft kann von einem groben systematischen Fehler ausgegangen werden, da keine Muskeln im Modell berücksichtigt werden. Kontrahierende Muskeln drücken das Gelenk stärker zusammen und erhöhen damit die Gelenkkraft. Das Nichtberücksichtigen von Muskelkräften führt daher zur Unterschätzung der tatsächlichen Gelenkkräfte. Peikenkamp (1996) schätzt in seiner Untersuchung für das Sprunggelenk ab, dass die Nettogelenkkräfte im Vergleich zu den tatsächlichen Gelenkkräften 30-40% betragen.

## 4.4 Auswerteparameter

Aus der immensen Menge an einzelnen Daten ist es notwendig, bestimmte Merkmale auszuwählen, mit denen Aussagen getroffen werden sollen. Allein aus dieser Untersuchung ergibt sich eine Vielzahl von Werten, die für die weitere Interpretation erhoben werden. Daher wird erst auf die generelle Auswahl von Parametern eingegangen, bevor eine Übersicht über alle erhobenen Parameter gegeben wird. Diese werden zur besseren Überschaubarkeit in kinematische und dynamometrische Merkmale aufgeteilt.

#### 4.4.1 Zur Auswahl von Parametern

Die Zielstellung dieser Arbeit ist, die Belastung sportartspezifischer Landungen zu bestimmen. Daher besteht eine Aufgabe darin, Faktoren zu bestimmen, die die Belastung möglichst gut charakterisieren. In der Literatur (z.B. Hennig & Riehle, 1988; McClay et al., 1994) werden vor allem drei Punkte aufgelistet, um die Belastung in den Gelenken im Hinblick auf ihre biologische Reaktion quantifizieren zu können:

- hohe Maximalwerte,
- die Dauer sehr großer Kraftwerte und
- die Wiederholungszahl.

Hintergrund des ersten Punkts ist die Überlegung, dass niedrigere Werte als der Maximalwert keine Schädigung hervorrufen, wenn der Maximalwert nicht schädigend ist. Der *Maximalwert* ist damit ein sehr entscheidendes Merkmal zur Beurteilung der Belastung.

Als weiteres Kriterium wird die Dauer der Belastung angesehen. Die Kombination dieser beiden Parameter zur Beurteilung der Belastung scheint daher sinnvoll. Einen interessanten Vorschlag macht Nicol (1999 und 2000), indem er beide über das Integral einer Kraftfunktion kombiniert:

$$\int F^n dt$$

mit  $F$ : maximale Kraft

$n$ : rationale Zahl

Die Maximalkraft wird über die Funktion  $F^n$  charakterisiert und die Dauer der Belastung über das Integral. Setzt man für  $n = 0$ , so erhält man das Zeitintervall der wirkenden Kraft. Wählt man umgekehrt einen sehr großen Exponenten (z.B.  $n = 100$  oder größer), dann spielen sowohl die Dauer der Belastung als auch niedrige Kraftwerte keine Rolle mehr, da der Funktionswert (fast) ausschließlich über die exponenzierten Kraftmaxima determiniert ist. Zwischen diesen beiden Polen bewegt sich die Funktion und je nach Auswahl von  $n$  wird einer der beiden Faktoren stärker gewichtet. Bei der Wahl von  $n = 1$  wird der Impuls, der auch eine Kombination beider Faktoren darstellt, bestimmt. Eine stärkere Gewichtung der Maximalkraft von  $n = 2,5$  führt nach Umrechnung zum *Head Injury Criterion* (HIC).<sup>5</sup>

Die Zahl der Wiederholungen ist vor allem ein Kriterium bei zyklischen Bewegungen. Doch auch wenn es sich bei den Sprüngen nicht um eine zyklische Bewegung handelt, ist aufgrund der hohen Anzahl an Sprunghandlungen die Wiederholungszahl ein nennenswerter Faktor. Bei einer einzelnen, azyklischen Bewegung kann jedoch eine Häufung von Kraft-

---

<sup>5</sup> Dieses Kriterium wird in der Unfallforschung zur Beurteilung der Verletzungsgefahr des Schädels herangezogen. Die Umrechnung zum oben genannten Integralausdruck wurde von Nicol (2000) durchgeführt.

spitzen, z.B. bedingt durch Landungen auf besonderen Böden, auftreten. Da die Anzahl der Sprunghandlungen in dieser Untersuchung begrenzt ist, kommt der Wiederholungszahl eine geringere Bedeutung zu.

Als weiterer Faktor zur Beurteilung der Belastung wird die *Kraftrate* herangezogen. Es wird angenommen, dass schnelle Kraftänderungen innerhalb der Gelenkstrukturen zu größerem Stress führen und daher nicht unproblematisch sind (McClay et al., 1994). Damit wird die Kraftrate nicht nur als Prädiktor für innere Beschleunigungen von außen erhobenen Werten, sondern als innerer Belastungsparameter angenommen.

Insgesamt werden daher der Maximalwert, das Head-Injury-Criterion und die Kraftrate für die Charakterisierung der Belastung herangezogen. Angelehnt an diese Punkte werden die einzelnen Parameter ausgewählt.

#### **4.4.2 Übersicht über die kinematischen und dynamometrischen Parameter**

Da sich die Berechnungen im entwickelten Modell nur auf die untere Extremität einer Körperseite beziehen, werden auch nur Eingabedaten einer Körperseite benötigt. Daher beschränkt sich die Erhebung der kinematischen und dynamometrischen Daten auf die zur Wurfarm kontralaterale Seite (Sprungbein).

##### **Kinematische Parameter**

Die kinematischen Auswerteparameter werden aus den folgenden Bereichen gewählt:

- Sprunghöhe und –weite,
- Landedauer,
- Weg-Zeit-, Geschwindigkeits- und Beschleunigungsverläufe der Gelenke,
- Winkelverläufe im Sprunggelenk und Kniegelenk.

Die medial-lateralen Bewegungen im Knie- bzw. Sprunggelenk sind ein Parameter, um die Belastung zu bestimmen. Von Bedeutung sind die medial-lateralen Kniebewegungen im Vergleich zur Bewegung des Sprunggelenks. Diese Bewegung wird im Weiteren als *Ausweichbewegung* verstanden. Ausweichbewegungen können sowohl in medialer als auch in lateraler Richtung auftreten. Sinnvoll ist es daher, eine zeitliche Strukturierung vorzunehmen und die Bewegungen innerhalb dieser Phasen zu erheben. Insgesamt ergeben sich entsprechend jeder Phase die folgenden Parameter (s. auch Abb. 4.5):

## Knieweg

- vom ersten Bodenkontakt bis zum Fersenaufsatz ( $s_{t_0-t_F}$ ),
- vom Fersenaufsatz bis zur maximalen Auslenkung in medialer oder lateraler Richtung ( $s_{t_F-t_1}$ ),
- von der ersten bis zur zweiten maximalen Auslenkung ( $s_{t_1-t_2}$ ).
- Ergänzt werden diese drei um den Parameter: maximale mediale oder laterale Abweichung des Knies von der Achse Hüfte – Sprunggelenk ( $s_{Abw}$ ).

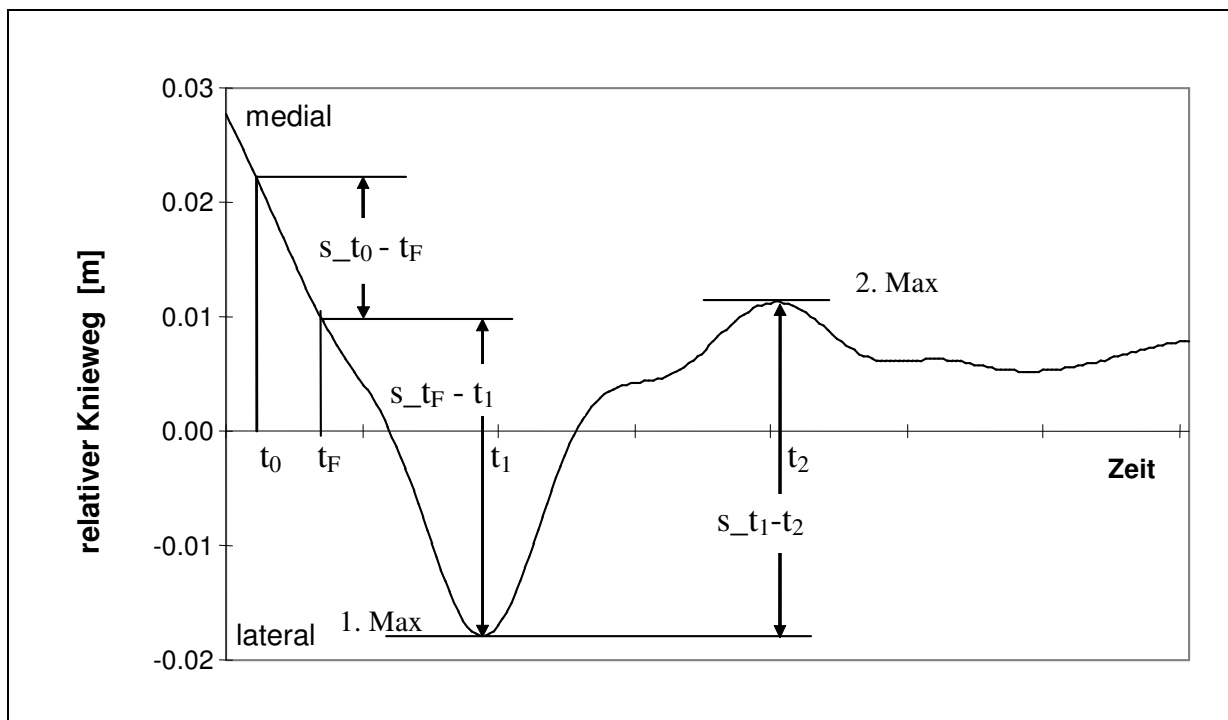


Abb. 4.5: Parameter bei Ausweichbewegungen ( $t_0$ : Landebeginn;  $t_F$ : Zeitpunkt des Fersenaufsatzes;  $t_1$ : Zeitpunkt des 1. Maximums;  $t_2$ : Zeitpunkt des zweiten Maximums)

Erwartet wird, dass Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in der Frontalebene bei normaler Beinstellung auf einer Linie liegen und dass diese Linie während der Landung bestehen bleibt. Die maximalen Abweichungen des Knies in medial-lateraler Richtung von dieser Linie, die damit zu einer Varus- bzw. Valgusstellung des Beins führen, werden unter dem oben genannten Punkt erfasst. Individuelle Abweichungen in Normalstellung werden dabei berücksichtigt.

Hinsichtlich der *Winkelverläufe* werden folgende Parameter für das Sprung- und Kniegelenk erhoben (siehe auch Abb. 4.6):

- Winkel und Winkelgeschwindigkeit zu Landebeginn sowie Maximalwerte und deren Zeitpunkte,
- Gelenkflexion während der Landung und minimaler Gelenkwinkel.

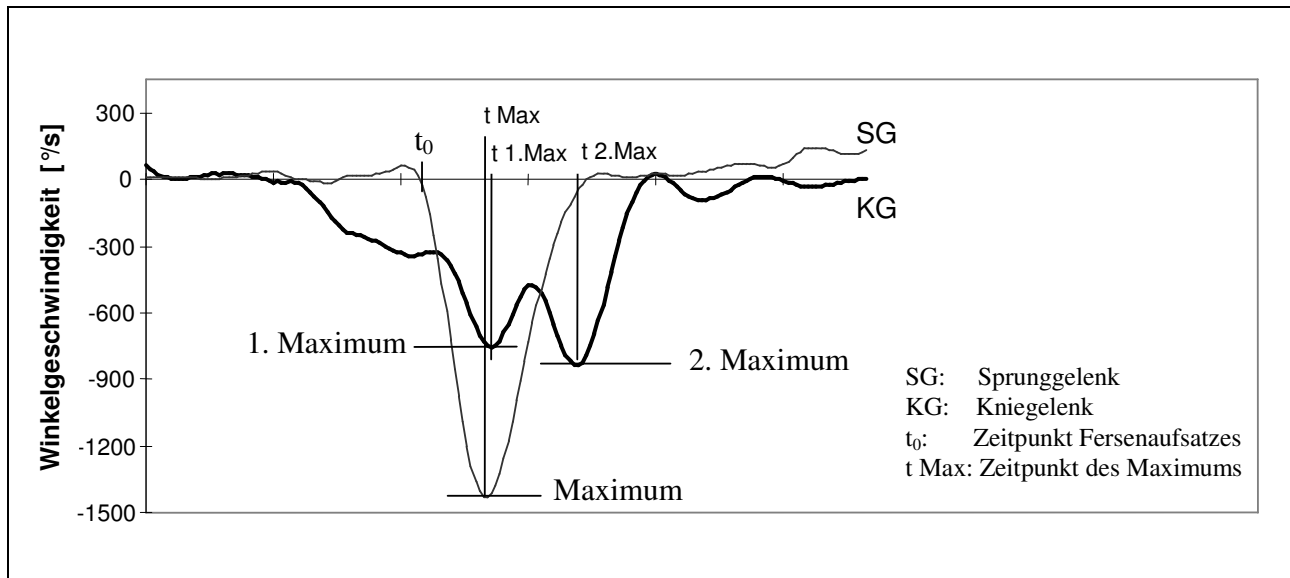


Abb. 4.6: Erhobene Parameter bei Winkelverläufen

### Dynamometrische Parameter

Aus den folgenden Merkmal-Zeit-Kurven werden die dynamometrischen Parameter ausgewählt:

- Bodenreaktionskräfte und Gelenkkräfte in den drei Koordinatenrichtungen,
- Momente in Sagittal- und Frontalebene im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk,
- Patellasehnenkraft und Auflagekraft der Patella.

Für die Bodenreaktionskraft und die Gelenkkräfte der jeweiligen Gelenke können die erhobenen Parameter an einem Diagramm (Abb. 4.7) deutlich gemacht werden.

Parameter bei *Kräften*:

- Resultierende Gelenkkraft: passives und aktives Maximum, Zeitpunkt des passiven Maximums, maximale Krafrate, Impuls, HIC,
- vertikale Gelenkkraft: passives und aktives Maximum, Zeitpunkt des passiven Maximums, maximale Krafrate,
- horizontale Gelenkkraft: Minimum (maximale Bremskraft),
- medial-laterale Kraftrichtung: Maximum und Minimum,

- Bodenreaktionskraft: Höhe und Zeitpunkt des passiven und aktiven Maximums, maximale Kraftrate, Anzahl der lokalen Extremwerte, Impuls und HIC,
- Patellasehnenkraft und Auflagekraft: Maximum und Zeitpunkt sowie das Integral.

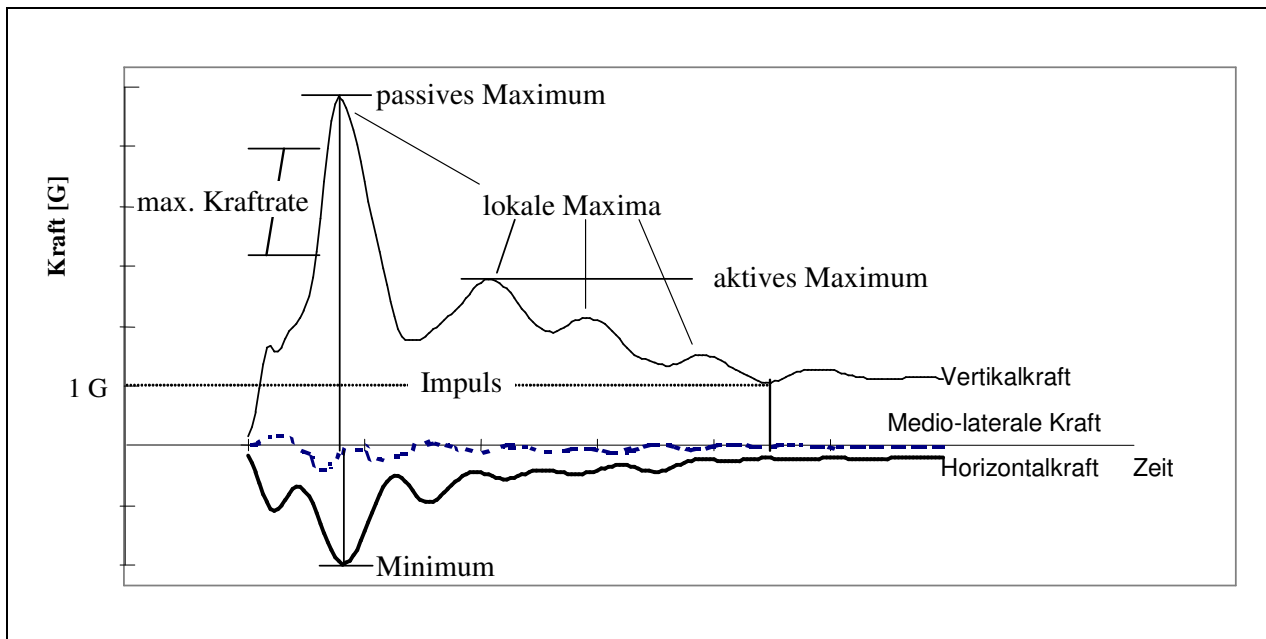


Abb. 4.7: Zur Definition von Parametern bei Kraft-Zeit-Verläufen. Als Impuls wird die vollständige Fläche unterhalb der Vertikalkraft verstanden. Die maximale Kraftrate gibt die Tangentialsteigung an.

Parameter bei *Momenten*:

- Maximalwerte um die Frontalachse: Extensionsmoment im Hüft- und Sprunggelenk, Flexionsmoment im Kniegelenk,
- Maximalwerte um die Sagittalachse: Supinationsmoment im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk.

## 4.5 Fragestellungen und Hypothesen

Aus den Zielen, die mit dieser Arbeit verfolgt werden, ergeben sich mehrere zu untersuchende Fragen, die sich in vier Aspekte gliedern lassen:

- Bewegungsablauf bei Landungen,
- auftretende Belastungen in den Gelenken,
- Einflussgrößen auf die Belastung,
- Unterschiede zwischen Sportlern und Landearten.

*Bewegungsablauf bei Landungen*



Als Basis für die weitere Betrachtung wird die Landebewegung beschrieben. Diese rein phänomenologische Beschreibung erfolgt an Hand kinematischer Parameter wie Geschwindigkeits-, Beschleunigungs- und Winkelverläufe und dient dem Ziel, die komplexen Bewegungsabläufe bei der Landung aufzuzeigen.

### *Auftretende Belastungen*

Neben der Frage, welche Belastungen bei sportartspezifischen Landungen generell auftreten, wird folgende Hypothesengruppe überprüft:

Die bei Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen im Handball und Volleyball auftretenden Gelenkkräfte und -momente setzen sich in den Gelenken der unteren Extremität spezifisch fort, das heißt, die Belastung im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk nimmt in Richtung proximal ab.

Diese spezifische Fortsetzung der Gelenkbelastung spiegelt sich sowohl in den Nettogelenkkräften als auch in den Nettogelenkmomenten wider. Im Einzelnen werden daher die folgenden Hypothesen überprüft:

Die maximale Gelenkkraft bezüglich der einzelnen Koordinatenrichtungen (Hypothese 1.1) und der Resultierenden (Hypothese 1.2), die Krafrate (Hypothese 1.3) und das HIC (Hypothese 1.4) sowie das maximale Gelenkmoment (Hypothese 1.5) verringern sich in Richtung Sprung-, Knie- und Hüftgelenk.

### *Einflussgrößen auf die Belastung*

Dieser Untersuchungsaspekt besitzt einen explorativen Charakter. Es soll überprüft werden, ob sich die Belastungsparameter durch die Technikparameter (Hypothesengruppe 2) und durch die Sprungparameter (Hypothesengruppe 3) vorhersagen lassen sowie der Frage nach der Gewichtung der einzelnen Parameter beider Parametergruppen in Bezug auf die Belastung:

- Die Parameter der Landetechnik, Zeitpunkt des Fußaufsatzes (Hypothese 2.1), Landehärte (Hypothese 2.2), Landedauer (Hypothese 2.3), Ausweichbewegungen (Hypothese 2.4) und Nachstellschritte (Hypothese 2.5) üben einen Einfluss auf die Gelenkelastung aus.
- Die Sprungparameter Sprunghöhe (Hypothese 3.1) und -weite (Hypothese 3.2) üben einen Einfluss auf die Belastung aus.
- Der Zusammenhang zwischen den Parametern der Landetechnik bzw. den Sprungparametern und den Belastungsparametern ist unterschiedlich stark (Hypothese 4).

### *Unterschiede zwischen den Sportlern und Landeart*

Hinsichtlich der Landung nach sportartspezifischen Sprüngen (Hypothesengruppe 5) und hinsichtlich der Landeart (Hypothesengruppe 6) sind Unterschiede festzustellen:

- Die Landung von Handballspielern nach einem Sprungwurf unterscheidet sich in der Kinematik von der Landung der Volleyballspieler nach einem Schmetterschlag (Hypothese 5.1).
- Die Belastungen der sportartspezifischen Landungen unterscheiden sich (Hypothese 5.2).
- Bei einbeinigen Landungen treten höhere Belastungen auf als bei beidbeinigen Landungen (Hypothese 6.1).
- Die Kinematik von einbeinigen und beidbeinigen Landungen unterscheidet sich (Hypothese 6.2).

Bei dem Vergleich sollen zudem die Interaktionseffekte zwischen beiden Gruppen bestimmt werden.

## **4.6 Durchführung der Untersuchung**

Nach den Angaben zu Versuchspersonen und Versuchsaufbau wird die Durchführung der Untersuchung erläutert.

### **4.6.1 Versuchspersonen**

Die Untersuchung wurde mit 16 Handball-, 10 Volleyballspielern und 6 Volleyballspielerinnen durchgeführt. Insgesamt nahmen somit an der Untersuchung 32 Probanden teil, die alle entweder in einer Mannschaft oder als Hobby-Volleyballer ihren Sport regelmäßig ausübten. Die Rekrutierung der Probanden erfolgte einerseits bei Studierenden durch eine Anfrage innerhalb der Praxisveranstaltungen Handball und Volleyball und zudem beim Handballtraining der Oberligamannschaft, da mehrere Spieler Sport studierten und großes Interesse zeigten. Die Teilnahme an der Untersuchung war freiwillig.

Für die Handballuntersuchung stellte sich nahezu die komplette Oberligamannschaft eines Vereins aus Münster zur Verfügung. Ergänzend kamen zwei Spieler aus der Reservemannschaft, die in der Landesliga spielt, sowie 3 Spieler aus einer weiteren Mannschaft (Kreisklasse) dieses Vereins hinzu. Den Schwerpunkt bzgl. der Spielposition bilden dabei die Rückraumspieler. Der Trainingsaufwand der Ober- und Landesligamannschaft liegt bei 2-3 Einheiten pro Woche, während er bei der Kreisklassenmannschaft auf eine Einheit reduziert ist.

In Bezug auf die Spielklassen zeigte sich sowohl bei den Volleyballspielern als auch bei den Volleyballspielerinnen eine deutlich größere Inhomogenität. Hier reicht die Leistungsbreite von der Bezirksklasse bis zur Bundesliga. Dementsprechend differiert auch die Trainingsintensität stark. Von einem einmaligen wöchentlichen Training (Bezirksklasse) angefangen, steigert sich der Aufwand bis zum täglichen Training (Bundesliga). In der Regel werden zwei bis drei Einheiten in der Woche trainiert. Zwei Handball- und ein Volleyballspieler sind Linkshänder. Im Einzelnen sind die Daten der Probanden in Tabelle 4.3 aufgelistet.

Tab. 4.3: Daten der Probanden (L/R bezeichnet die Links- bzw. Rechtshändigkeit)

Pb	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Spielklasse	L/ R	Pb	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Spielklasse	L/ R
<b>Handballspieler</b>  <b>1</b> 26 187 86,5 Oberliga r <b>2</b> 29 199 96 Oberliga r <b>3</b> 21 199 93 Oberliga r <b>4</b> 28 192 87 Oberliga r <b>5</b> 25 192 86 Oberliga r <b>6</b> 21 180 76,5 Oberliga r <b>7</b> 28 180 78 Oberliga r <b>8</b> 30 189 76 Oberliga r <b>9</b> 34 185 99 Oberliga r <b>10</b> 23 194 88 Oberliga l <b>11</b> 29 189 87 Oberliga l <b>12</b> 25 181 75,5 Landesliga r <b>13</b> 25 192 88,5 Landesliga r <b>14</b> 34 188 82 Kreisklasse r <b>15</b> 35 176 87 Kreisklasse r <b>16</b> 21 178 75 Kreisklasse r						<b>Volleyballspielerinnen</b>  <b>17</b> 30 191 80 Bundesliga r <b>18</b> 23 183 70 2. Bundesliga r <b>19</b> 22 179 73 Regionalliga r <b>20</b> 20 170 66 Oberliga r <b>21</b> 29 178 73 Verbandsliga r <b>22</b> 26 173 60 Landesliga r <b>M</b> 25,0 179,0 70,3 <b>SD</b> 4,0 7,5 6,8					
						<b>Volleyballspieler</b>  <b>23</b> 27 197 96 2. Bundesliga r <b>24</b> 19 187 76 Oberliga r <b>25</b> 24 186 81,5 Verbandsliga r <b>26</b> 28 184 82,5 Verbandsliga r <b>27</b> 23 190 83,5 Landesliga l <b>28</b> 21 172 62 Bezirksliga r <b>29</b> 24 186 72,5 Bezirksliga r <b>30</b> 27 170 73 Bezirksklasse r <b>31</b> 24 177 69 Hobby r <b>32</b> 30 189 76 Hobby r					
						<b>M</b> 27,1 187,6 85,1 <b>SD</b> 4,6 7,1 7,4					
						<b>M</b> 24,7 183,8 77,2 <b>SD</b> 3,3 8,4 9,3					

#### 4.6.2 Versuchsaufbau

Die Untersuchung wurde in der Von-Einem-Halle in Münster durchgeführt. Für den Zeitraum der Untersuchung stand die gesamte Sporthalle zur Verfügung. Beim Versuchsaufbau (Abb. 4.8) konnte dadurch eine möglichst große Praxisnähe realisiert werden, z.B. durch das Ausnutzen des Spielfelds.

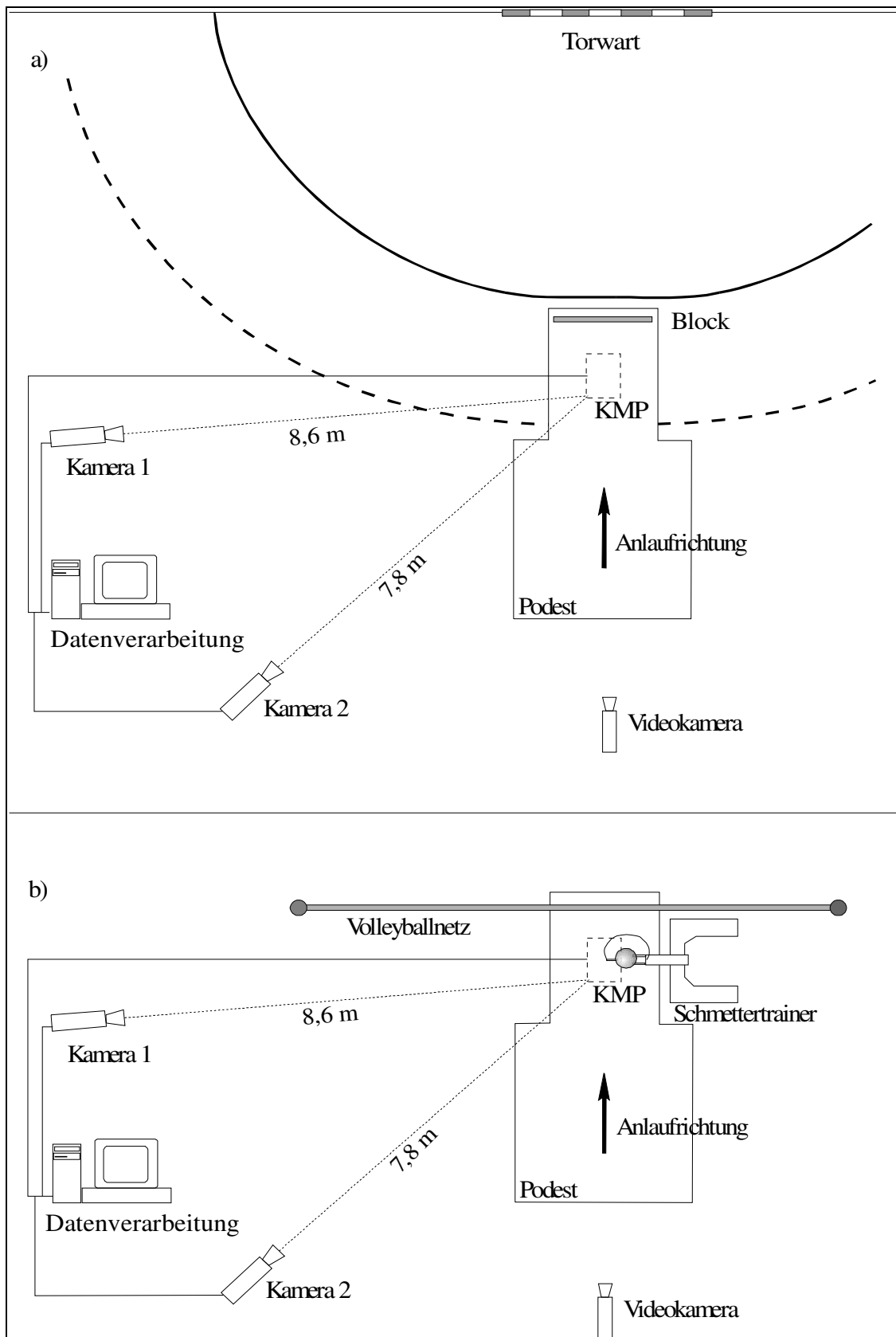


Abb. 4.8: Versuchsaufbau a) beim Handball-Sprungwurf und b) beim Volleyball-Schmetterschlag für Rechtshänder (Für Linkshänder wurden Kamera 1 und 2 spiegelverkehrt zur Anlaufrichtung aufgestellt.)

Die Kraftmessplatte wurde in 8 m Entfernung zum Handballtor auf Höhe der 7-m-Linie platziert. Da diese nicht fest im Hallenboden eingelassen, sondern transportabel war, musste ein Podest zum Zwecke einer einheitlichen Ebene errichtet werden. Mit den Ausmaßen des 10 cm hohen Holzpodestes von 5 m Länge und von bis zu 2,5 m Breite war eine Ebene für einen ausreichenden Anlauf und eine sichere Landung gewährleistet. Den Untergrund für die Kraftmessplatte bildete ein Schwingboden; damit war es erforderlich, die Kraftmessplatte auf dem Untergrund zu befestigen, um ein seitliches Verschieben oder Abheben zu verhindern. Zu diesem Zweck wurde die Kraftmessplatte fest auf den Schwingboden verschraubt, so dass diese nur die Bewegungen des Hallenbodens mitmachen konnte. Podest und Kraftmessplatte wurden mit einer Folie abgedeckt, damit die Konzentration bei einem Versuch nicht auf die Landung, sondern auf den Wurf bzw. Schlag gerichtet war. Die Folie wurde an mehreren Stellen auf dem Untergrund festgeklebt, um ein Verrutschen zu verhindern.

Für die optimale Positionierung der Kameras zur Erfassung der Marker während der Bewegung wurde Kamera 1 in 8,6 m Entfernung zur Kraftmessplatte fast orthogonal zur Anlauf-richtung und Kamera 2 in 7,8 m Entfernung und im 45° Winkel zur Anlauf-richtung aufgestellt. Mit dieser Kameraaufstellung – die kleinstmögliche Entfernung und der größtmögliche Winkel – konnte gewährleistet werden, dass alle Marker während der Aufnahme erfasst wurden. Aufgenommen wurde das zur Schlagarm- bzw. Wurfarmseite kontralaterale Bein. Eine weitere, „normale“ Videokamera nahm die Landung von hinten auf.

Weiterhin wurden im handballspezifischen Teil (Abb. 4.8 a) ein Block simuliert und ein Torwart eingesetzt, während im volleyballspezifischen Teil (Abb. 4.8 b) ein Volleyballnetz sowie ein Schmettertrainer aufgestellt wurden. Um eine Netzhöhe gemäß den Volleyball-Richtlinien von 2,35 m im Frauen- bzw. 2,44 m im Männerbereich zu gewährleisten, orientierten sich die Messungen der Netzhöhe am Podest und nicht am Hallenboden.

Der Schmettertrainer befand sich seitlich neben der Kraftmessplatte auf dem Hallenboden. Er diente dazu, eine feste, aber individuell einstellbare Abschlagerposition zu gewährleisten. Die individuelle Anpassung an die Schlaghöhe und -position konnte durch zwei Möglichkeiten erreicht werden: Durch das Hochschieben des Hebelarms konnte die individuelle Schlaghöhe eingestellt werden, während die horizontale Ausrichtung durch die Platzierung des Schmettertrainers selbst erfolgte. Der Volleyball wurde dabei von zwei Seiten mit den Enden mehrerer biegsamer Schläuche festgehalten, so dass ein Schlagen des Balles ohne Verletzungsgefahr möglich war.

### 4.6.3 Ablauf der Untersuchung

Für die Untersuchung sollte jeder Proband seine im Spiel und Training gewohnte Sportbekleidung und Schuhe tragen. In ihrer Sportbekleidung wurden die Versuchspersonen gewogen. Anschließend wurden die Marker auf die entsprechenden Körperstellen geklebt (Abb. 4.9), für Rechtshänder auf der linken und für Linkshänder auf der rechten Körperseite, sowie die Höhe der Marker ausgemessen. Für Linkshänder wurden die weiteren anthropometrische Daten wie Größe und Alter sowie Knie- und Fußgelenksbreite ebenso erhoben wie die Sportart, die Spielklasse und die Rechts- oder Linkshändigkeit.

Nachdem die Daten erfasst wurden, erhielten die Probanden Anweisungen zum Versuchsablauf.

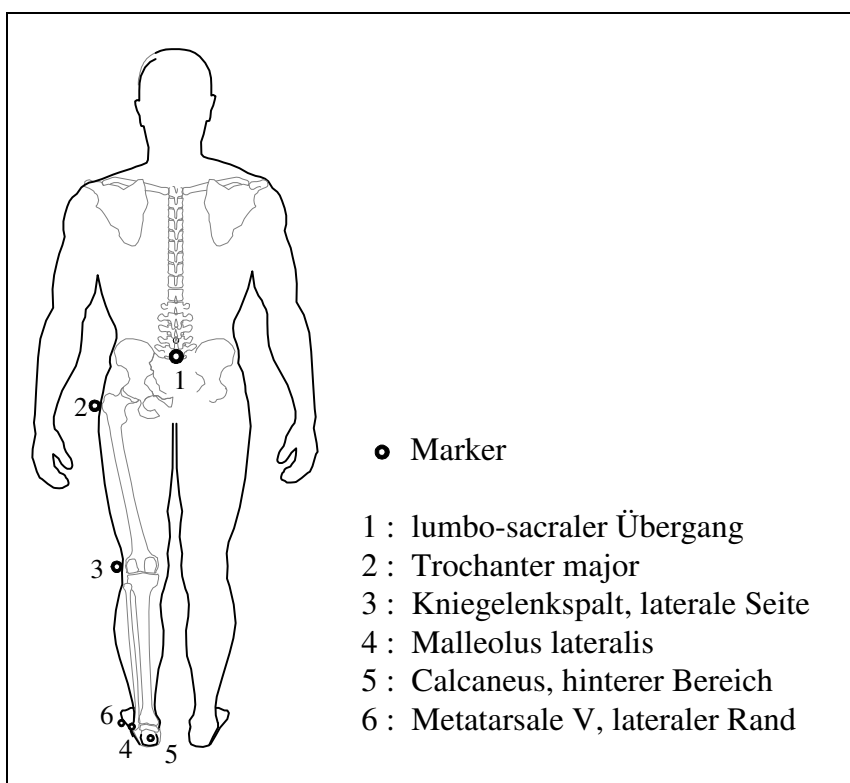


Abb. 4.9: Positionierung der Marker für Rechtshänder (Ansicht von hinten; für Linkshänder erfolgte die Markierung auf der rechten Körperseite)

Für die Handballspieler galt es, einen Sprungwurf aus der Rückraum-Mitte Position auszuführen. Die erste Priorität sollte darin liegen, ein Tor zu erzielen, d.h. sie mussten nicht nur den Block, sondern auch den Torwart überwinden. Aufgabe der Volleyballspieler war es, den Volleyball über das Netz in das gegnerische Feld zu schlagen. Die Ausführung der Schmetterschläge sollte sowohl in Bezug auf die Abschlaghöhe als auch hinsichtlich der Intensität ein möglichst hohes Niveau besitzen. Die Schlaghöhe wurde für jede Person individuell eingestellt und konnte auch während der Versuchsreihe verändert werden. Die An-

laufgestaltung blieb den Versuchspersonen ebenso freigestellt wie die Landeform. Sie sollten möglichst den für sie typischen Bewegungsablauf reproduzieren können.

Den Probanden stand sowohl für das Aufwärmen als auch für einige Vorversuche genügend Zeit zur Verfügung. Zwischen den einzelnen Versuchen lag eine Pause von 1-2 Minuten, da das Auswerte-System diese Zeit zur Datenspeicherung benötigte.

Die Messungen der Versuche vom Hentschel-Analyse-System und von der Kraftmessplatte wurden kurz vor dem Aufsetzen des Sprungbeins vor der Landung manuell gestartet. Aufgenommen wurde bei allen Probanden sowohl bei beidbeinigen als auch bei einbeinigen Landungen ausschließlich die zum Wurf- bzw. Schlagarm kontralaterale Seite. Die Beschränkung auf eine Körperseite war aufgrund des Kamerasystems notwendig, weil die gegenüberliegende Körperseite nicht erfasst worden wäre. Zudem kann nicht von einer symmetrischen Landebewegung beider Beine ausgegangen werden.

Als beidbeinige Landungen wurden Landungen definiert, bei denen beide Füße gleichzeitig – das heißt innerhalb einer Zeitspanne von 40 Millisekunden – auf dem Boden aufsetzten. Bei einbeinigen Landungen musste der gesamte Landeimpuls mit dem Lande Bein abgefangen und erst danach das zweite Bein aufgesetzt werden. Für die Klärung von Zweifelsfällen diente hierzu eine „normale“ Videokamera, die die Landung der Versuche von hinten aufnahm.

Sämtliche Versuche und Angaben der Probanden wurden protokolliert. Als auswertbar galten nur die Versuche, bei denen die Landung des Sprungbeins vollständig auf der Kraftmessplatte erfolgte und das andere Bein diese nicht tangierte. Die Anzahl der gültigen Versuche für jeden Probanden ist im Anhang (Tab. A.1) aufgeführt.

Erreichte ein Proband 5 gültige ein- und beidbeinige Landungen wurde der Versuch abgebrochen. Als maximale Anzahl der Sprünge wurden insgesamt 20 festgesetzt, um den Einfluss der Ermüdung auszuschließen.

Alle Probanden zeigten an der Untersuchung und an den zu erwartenden Ergebnissen reges Interesse, so dass von einer hohen Motivation ausgegangen werden konnte.

## 5 Ergebnisse

Im ersten Teil dieses Kapitels erfolgt eine Beschreibung der Landebewegung aus kinematischer Sicht an Hand von ausgewählten Beispielen (5.1). Anschließend wird die Landung im Hinblick auf die Belastung in den Gelenken analysiert (5.2). Vergleiche der Belastung zwischen verschiedenen Gruppen bilden den Inhalt des Abschnitts 5.3. Abschließend werden die Zusammenhänge verschiedener Parameter und der Belastung (5.4) dargestellt.

### 5.1 Kinematische Analyse der Landung

Die typischen Merkmale des räumlichen Verlaufs (5.1.1) und der Geschwindigkeits- (5.1.2), Beschleunigungs- (5.1.3) sowie Winkelverläufe (5.1.4) werden jeweils an einem Beispiel einer Landung nach einem Sprungwurf verdeutlicht. Im abschließenden Teil (5.1.5) werden die kinematischen Ergebnisse im Überblick zusammengefasst dargestellt.

#### 5.1.1 Räumlicher Verlauf

Zur übersichtlichen Darstellung wird die Landebewegung in die Sagittal- und Frontalebene aufgeteilt. Die Zusammenstellung der (beidbeinigen) Landungen eines Probanden nach einem Sprungwurf (Abb. 5.1) zeigt die Reproduzierbarkeit der Sprünge. Die räumlichen Gelenkbewegungen des Probanden besitzen für die jeweiligen Gelenke eine hohe Ähnlichkeit. Beispielsweise kann man in der Sagittalebene erkennen, dass das linke Sprunggelenk im Sprung selber ausschließlich nach vorne geführt und zur Landung hin nahezu senkrecht nach unten geführt wird. In der Frontalebene lassen sich zudem Bewegungen des Sprunggelenks nach außen und wieder zurück nach innen erkennen.

Weiterhin lassen sich an dieser Darstellung deutliche Bewegungen in der Frontalebene feststellen. So werden neben der Sprunghöhe und -weite (Sagittalebene) auch die seitlichen Bewegungen der Gelenke (Frontalebene) eingehender betrachtet.

Derartige für eine Person typische Verläufe finden sich auch bei den anderen Probanden wieder.

Die aus diesen Verläufen hervorgehenden kinematischen (und auch dynamometrischen) Parameter wurden für die folgende Analyse zunächst auf Normalverteilung geprüft und anschließend wurde die Reliabilität der Daten mit Hilfe der Test-Halbierungs-Methode (odd-even) überprüft ( $N = 32$ ,  $r = .98$ ,  $2p < .01$ ), indem die ungeraden und geraden Landungen zusammengefasst wurden.



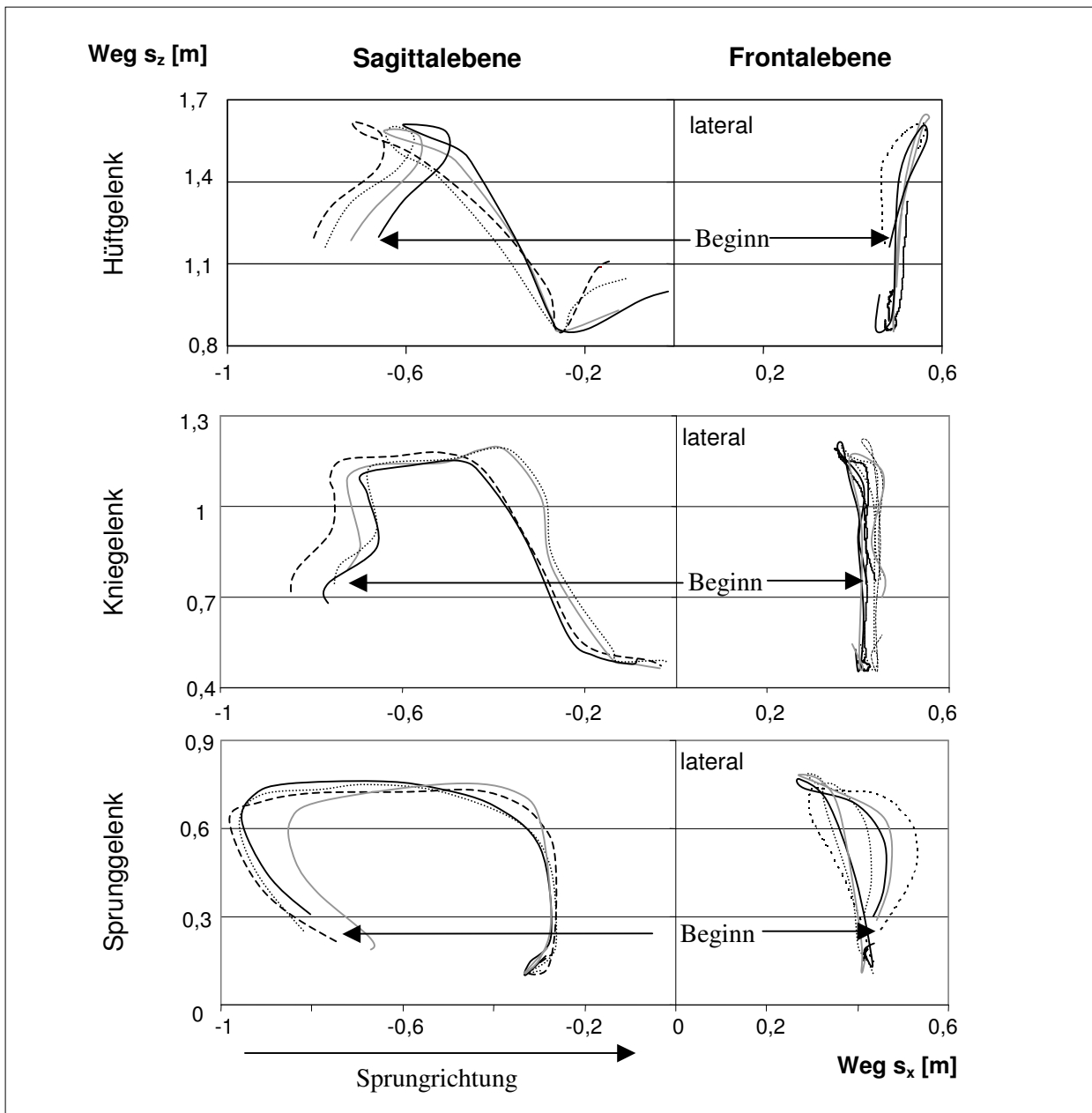


Abb. 5.1: Räumlicher Verlauf der Gelenke des linken Beines von allen Sprüngen eines Handballspielers mit nachfolgender beidbeiniger Landung

### Sprunghöhe und Sprungweite

Die durchschnittliche Sprunghöhe von allen Versuchen liegt bei 59 cm ( $SD$ : 9,3 cm), die durchschnittliche Sprungweite bei 126 cm ( $SD$ : 56,2 cm). Eine Analyse der Sprunghöhen und -weiten der einzelnen Probanden zeigt, dass sich die Mittelwerte zwischen den einzelnen Probanden zum Teil erheblich voneinander unterscheiden. Eine entsprechende Analyse wird dabei im Abschnitt 5.3 vorgenommen. An dieser Stelle sei jedoch auf die geringen intrapersonellen Abweichungen bei der Sprunghöhe hingewiesen. Lediglich bei 6 von 32 Probanden beträgt die Standardabweichung mehr als 3 cm (Tab. 5.1) und der Variabilitätskoeffizient liegt bis auf zwei Ausnahmen unter 10%. Bei der Sprungweite liegen die Standardabweichung sowie der Variabilitätskoeffizient deutlich höher.

Tab. 5.1: Gemittelte Sprunghöhe und Sprungweite der Probanden

Handball		Pb 1	Pb 2	Pb 3	Pb 4	Pb 5	Pb 6	Pb 7	Pb 8	Pb 9	Pb 10	Pb 11	Pb 12	Pb 13	Pb 14	Pb 15	Pb 16
N		5	10	10	10	10	8	9	9	10	9	10	10	5	10	9	8
Höhe	M [cm]	55	68	52	51	55	52	54	57	51	57	52	57	63	41	48	45
	SD [cm]	2	1	3	2	3	4	6	2	2	4	3	8	3	2	3	2
	v [%]	4	1	6	4	5	8	11	4	4	7	6	14	5	5	6	4
Weite	M [cm]	195	194	124	175	184	191	142	215	147	196	201	144	156	134	150	150
	SD [cm]	23	29	24	13	18	13	42	18	18	37	37	19	22	8	31	9
	v [%]	12	15	19	7	10	7	30	8	12	19	18	13	14	6	21	6
Volleyball		Pb 17	Pb 18	Pb 19	Pb 20	Pb 21	Pb 22	Pb 23	Pb 24	Pb 25	Pb 26	Pb 27	Pb 28	Pb 29	Pb 30	Pb 31	Pb 32
N		5	9	10	8	5	9	10	9	9	10	5	9	9	10	7	10
Höhe	M [cm]	55	58	58	59	61	52	63	74	70	69	68	72	67	69	71	63
	SD [cm]	1	2	1	1	5	2	5	1	3	1	2	1	1	2	2	3
	v [%]	2	3	2	2	8	4	8	1	4	1	3	1	1	3	3	5
Weite	M [cm]	62	59	36	65	111	48	136	59	61	72	119	103	90	65	143	105
	SD [cm]	14	21	12	17	6	9	12	17	13	9	9	16	19	18	25	22
	v [%]	23	36	33	26	5	19	9	29	21	13	8	16	21	28	17	21

## Bewegungen in der Frontalebene

Die für den Sprung und die darauf folgende Landung erkennbar vorherrschende vertikal-horizontale Bewegungsrichtung entspricht der axialen Bewegungsrichtung der Gelenke der unteren Extremität. Abweichungen von dieser Bewegungsrichtung werden deswegen eingehender analysiert. Das Hauptaugenmerk liegt dabei auf den Bewegungen des (linken) Kniegelenks, wobei die Bewegung des Kniegelenks im Vergleich zu den anderen Gelenken betrachtet wird.

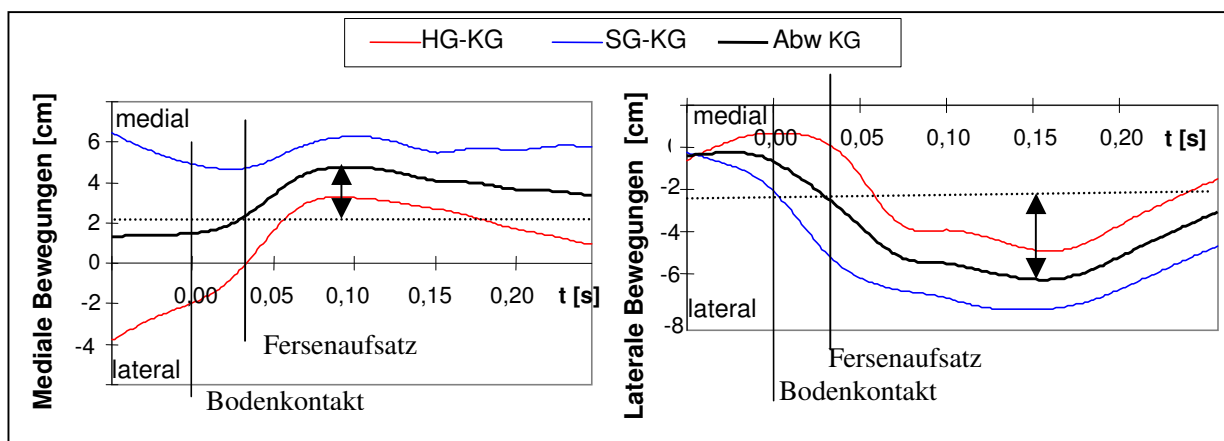


Abb. 5.2: Beispiele für mediale und laterale Bewegungen nach der Landung – Legende: Die Bewegungen des Kniegelenks werden im Verhältnis zu den Bewegungen des Sprunggelenks (gestrichelte Linie), des Hüftgelenks (dünne Linie) und der Abweichung von der Gelenkachse Sprunggelenk-Hüftgelenk (dicke Linie) dargestellt. Die gepunktete Linie kennzeichnet die Achsenstellung (Abw KG) zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes. Die maximale Amplitude wird durch einen Pfeil gekennzeichnet.

Dementsprechend werden die relativen Bewegungen des Kniegelenks bezogen auf das Sprunggelenk (SG-KG) und auf das Hüftgelenk (HG-KG) sowie die Abweichungen des Kniegelenks von der Gelenkachse Sprunggelenk-Hüftgelenk (Abw KG) angegeben.<sup>6</sup> Bei achsengerechten Landungen sind nur sehr geringe seitliche Bewegungen bzw. Abweichungen zu erwarten. Andernfalls ergeben sich im Landeverlauf mediale bzw. laterale Bewegungen. In der Abbildung 5.2 sind zwei derartige Landungen dargestellt.

Die Bewegungen vom ersten Bodenkontakt bis zum Fersenaufsatz besitzen nur eine geringere Bedeutung, da während dieser Phase das Bein auf dem Vorfuß bewegt werden kann. Die gepunktete Linie kennzeichnet die Achsenstellung (Abw KG) zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes, bei dem der Fuß auf dem Boden fixiert ist. Im weiteren Landeverlauf kommt es zu medialen (linker Teil) bzw. lateralen (rechter Teil) Bewegungen des Kniegelenks im Vergleich zur Gelenkachse oder den anderen Gelenken von mehreren Zentimetern (Pfeil). Gegen Ende der Landung wird dieser Bewegung zum Teil wieder entgegengesteuert. Die maximalen seitlichen Bewegungen treten erst im späteren Verlauf der Landung auf.

Welche maximalen Ausweichbewegungen bei den Probanden auftreten, ist in Tabelle 5.2 aufgeführt:

Tab. 5.2: *Bandbreite der maximalen Abweichungen des Knies von der Gelenkachse Sprunggelenk-Hüftgelenk bei ein- und beidbeinigen Landungen (Positive Werte bedeuten eine mediale Ausweichbewegung des Knies, negative eine laterale; Angaben in cm)*

<b>Handball</b>	<b>Pb 1</b>	<b>Pb 2</b>	<b>Pb 3</b>	<b>Pb 4</b>	<b>Pb 5</b>	<b>Pb 6</b>	<b>Pb 7</b>	<b>Pb 8</b>	<b>Pb 9</b>	<b>Pb 10</b>	<b>Pb 11</b>	<b>Pb 12</b>	<b>Pb 13</b>	<b>Pb 14</b>	<b>Pb 15</b>	<b>Pb 16</b>
<i>N</i>	5	10	10	10	10	8	9	9	10	9	10	10	5	10	9	8
von	5,6	6,1	7,1	1,1	8,2	4,8	4,8	2,4	3,2	5,1	4,8	7,9	-3,1	3,7	-1,7	5,1
bis	4,3	-7,6	-4,0	-8,2	-6,9	-3,0	-4,9	1,3	-5,0	-2,0	-4,1	-3,2	-7,0	-4,7	-8,7	-5,7
<b>Volleyball</b>	<b>Pb 17</b>	<b>Pb 18</b>	<b>Pb 19</b>	<b>Pb 20</b>	<b>Pb 21</b>	<b>Pb 22</b>	<b>Pb 23</b>	<b>Pb 24</b>	<b>Pb 25</b>	<b>Pb 26</b>	<b>Pb 27</b>	<b>Pb 28</b>	<b>Pb 29</b>	<b>Pb 30</b>	<b>Pb 31</b>	<b>Pb 32</b>
<i>N</i>	5	9	10	8	5	9	10	9	9	10	5	9	9	10	7	10
von	1,0	9,2	5,8	8,4	-7,0	8,9	4,6	4,4	9,0	-3,2	6,3	7,8	3,1	-1,6	6,1	5,0
bis	-7,6	3,8	-4,8	3,4	-8,5	-5,5	-7,7	-6,3	-6,8	-7,9	1,7	-7,4	-5,2	-8,9	-1,7	-6,2

Die Ergebnisse zeigen, dass

- zum Teil sehr große Ausweichbewegungen nach medial und nach lateral auftreten,
- auch intrapersonell mediale und laterale Ausweichbewegungen nachzuweisen sind. Lediglich bei 10 Probanden sind Ausweichbewegungen in nur eine Richtung zu erkennen.

<sup>6</sup> Die Abweichungen des Kniegelenks in der Frontalebene werden berechnet, indem die Differenz der gemessenen Kniekoordinaten und den bei einer achsengerechten Landung erwarteten Kniekoordinaten gebildet wird, die mittig auf Gelenkachse von zwischen Sprung- und Hüftgelenk liegen.

- Betrachtet man alle Landungen, treten laterale Ausweichbewegungen mit 54 % etwas häufiger auf als mediale Ausweichbewegungen. Innerhalb der Landephase kann ein Wechsel der Kniebewegung von medial nach lateral bzw. umgekehrt stattfinden. Die entsprechenden Ergebnisse sind im Anhang (Tab. A.2) dargestellt.

Die Bewegungen im Sprunggelenk nach dem Aufsetzen der Ferse sind nach medial gerichtet. Ihre Werte schwanken bei den einzelnen Probanden im Mittel von 0,1 – 0,9 cm. Als maximaler Wert wurden 2,3 cm gemessen (Tab. A.3 im Anhang).

### 5.1.2 Geschwindigkeitsverlauf

Für die Darstellung von Geschwindigkeits-, Beschleunigungs- und Winkelverläufen wurde eine Landung ausgewählt, an der die charakteristischen Merkmale besonders gut aufgezeigt werden können. Die Auswahl wurde nach einer subjektiven Eindrucksanalyse der Sprünge getroffen. Die beidbeinige Landung erfolgte nach einem 64,3 cm hohen und 109 cm weiten Sprungwurf. Aus der Analyse der Geschwindigkeiten bei Landungen ergeben sich folgende Aspekte (Abb. 5.3):

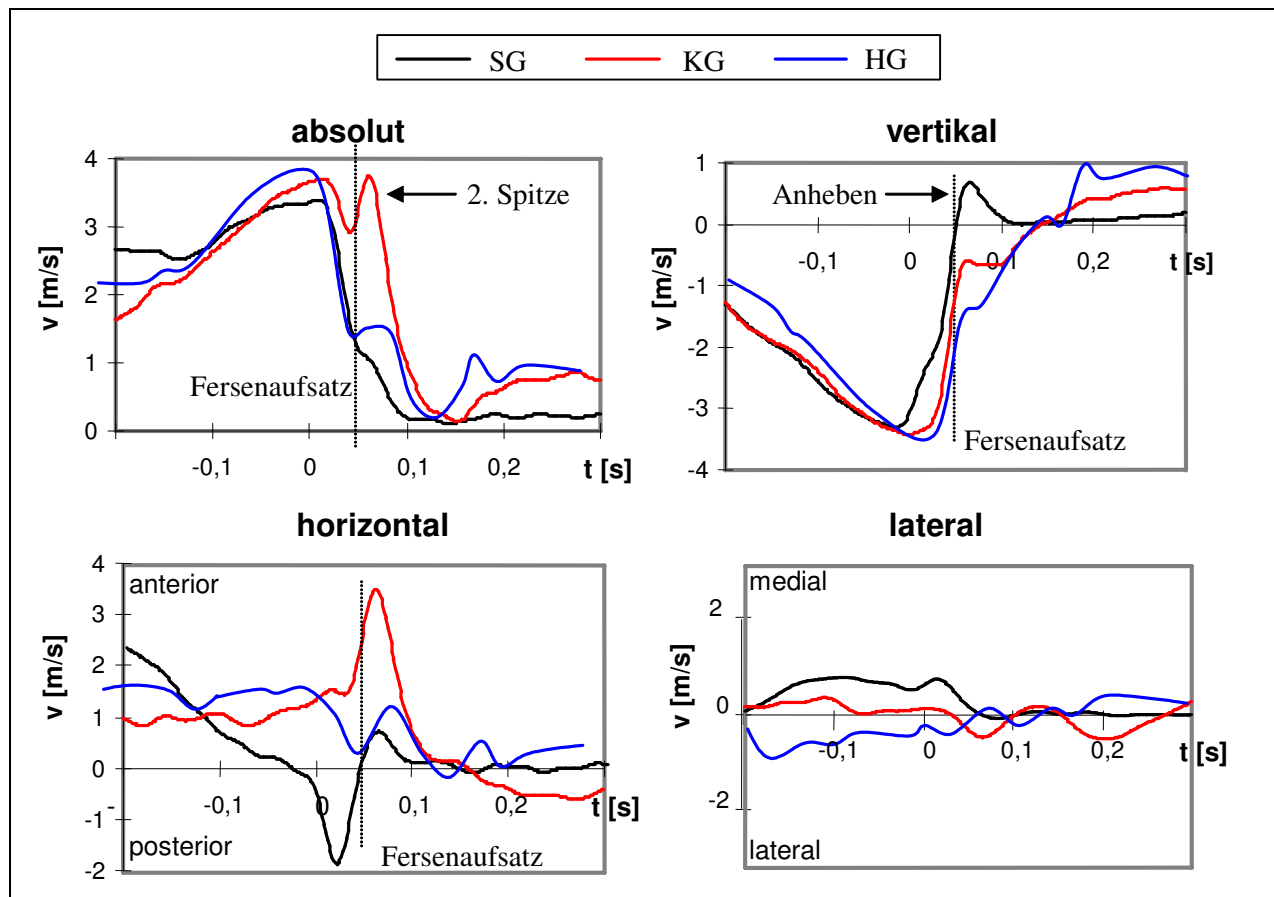


Abb. 5.3: Geschwindigkeitsverlauf von Sprung- (SG), Knie- (KG) und Hüftgelenk (HG) bei einer beidbeinigen Landung nach einem Sprungwurf<sup>7</sup>

<sup>7</sup> Für eine einheitliche und vergleichbare Darstellung wird der erste Bodenkontakt bei allen Landungen auf 0 s normiert.

- Die *absoluten* maximalen Geschwindigkeiten schwanken zwischen 3,2 und 3,8 m/s und nehmen von distal nach proximal zu. Die höchsten Geschwindigkeiten werden im Sprung- und Hüftgelenk unmittelbar nach dem ersten Bodenkontakt erreicht, im Kniegelenk tritt zudem eine zweite nahezu gleich große Spitze auf.
- Während im Sprung- und Hüftgelenk ein Abbremsen über einen längeren Zeitraum zu beobachten ist, steigt die Kniegeschwindigkeit nach dem Fersenaufsatz wieder an. Diese Spitze erklärt sich durch den Anstieg der Kniegeschwindigkeit nach anterior.
- In *medialer* Richtung ergeben sich nach dem Aufsetzen des Rückfußes nur sehr geringe Geschwindigkeiten.
- In *vertikaler* Richtung können zwei Merkmale ausgemacht werden. Die Spitzenwerte nehmen nach proximal zu und der Zeitpunkt verschiebt sich nach hinten. Im Sprunggelenk liegt er vor dem Landebeginn, im Kniegelenk kurz vor Landebeginn und im Hüftgelenk kurz nach Landebeginn. Zu erkennen ist das Anheben des Sprunggelenks nach dem Fersenaufsatz. Der gesamte Fuß bleibt also bei dieser Landung nicht am Boden fixiert.
- In *horizontaler* Richtung sind gegenläufige Bewegungsrichtungen zu erkennen. Das Sprunggelenk wird vom ersten Bodenkontakt bis zum Fersenaufsatz zurückgeführt und anschließend wieder nach vorne geführt. Das Zurückführen ist dadurch zu erklären, dass die Landung mit dem Aufsetzen des Vorfußes eingeleitet wird. Das Sprunggelenk befindet sich zu diesem Zeitpunkt über und hinter dem Aufsatzzpunkt. Mit dem Absenken der Ferse im Verlauf der Landung muss das Sprunggelenk auch nach hinten bewegt werden, da der Vorfuß auf dem Boden fixiert ist und die Distanz vom Vorfuß und Sprunggelenk annähernd konstant ist. Die Geschwindigkeit nach anterior bleibt hingegen im Kniegelenk nahezu unverändert. Nachdem durch das Aufsetzen des Rückfußes kein weiteres Abfangen des Schwunges möglich ist, kommt es zu einer sehr deutlichen Bewegung des Knies nach vorne, welche wiederum durch das Anheben und Bewegen des Rückfußes verstärkt wird.
- Durch das Nach-vorne-Führen des Knies kann ein zweiter Spitzenwert auftreten. Die Bewegung des Kniegelenks wird somit von vertikal nach horizontal umgelenkt.

### 5.1.3 Beschleunigungsverlauf

Hinsichtlich der maximalen Beschleunigung sind große Unterschiede bei den Probanden festzustellen. Die einzelnen Werte sind im Anhang (Tab. A.4) wiedergegeben. Für die ausgewählte Landung ergeben sich die folgenden Punkte (vgl. Abb. 5.4):

- Der *absolute* Beschleunigungsverlauf zeigt, dass im Sprung- und Hüftgelenk über die gesamte Landephase die Beschleunigung reduziert wird, im Kniegelenk hingegen durch das Nach-vorne-Führen zeitweise positive Beschleunigungen auftreten.
- In *medialer* Richtung sind nur geringe Beschleunigungen festzustellen.

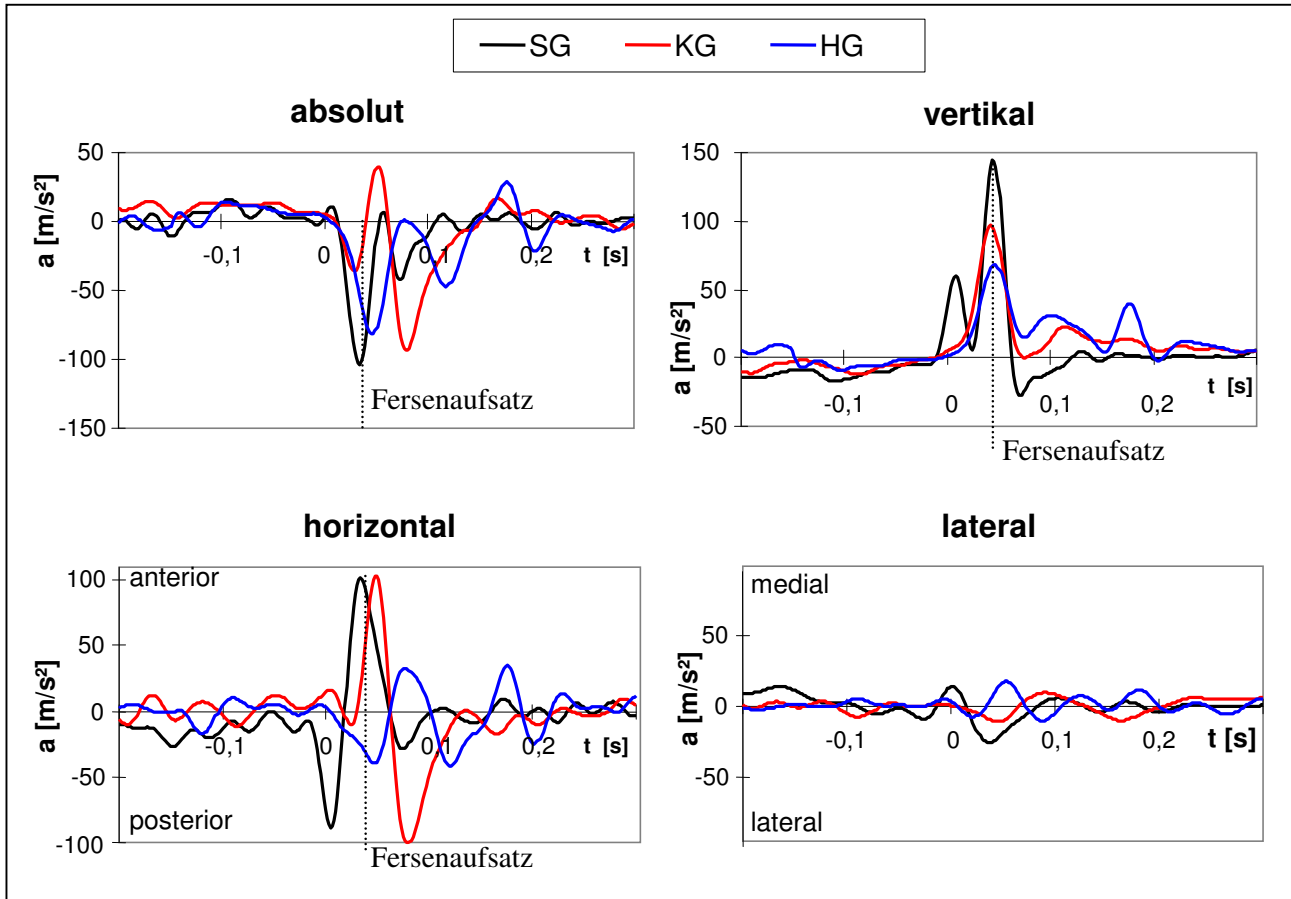


Abb. 5.4: Beschleunigungsverlauf der Gelenke bei einer beidbeinigen Landung nach einem Sprungwurf

- In *vertikaler* Richtung treten die höchsten Beschleunigungen bei allen Gelenken mit dem Aufsetzen der Ferse auf und spiegeln das Abbremsen der Gelenke wider. Im Sprunggelenk zeigt sich zudem eine durch den Vorfußaufsatz bedingte Beschleunigungsspitze.
- In *horizontaler* Richtung kommt es im Sprunggelenk erst zu einer Beschleunigung nach hinten und anschließend bis zum Aufsetzen der Ferse zu einer Beschleunigung nach vorne. Im Kniegelenk tritt ebenfalls ein Wechsel der Beschleunigungsrichtung auf, bedingt durch das Nach-vorne-Führen und anschließendem Abbremsen des Knies in der Landephase.

Fasst man diese Ergebnisse bezüglich der Beschleunigung der Gelenke zusammen, lassen sich bezogen auf die maximalen Beschleunigungen und deren Zeitpunkt zwei Tendenzen feststellen (s. auch Tab. A.4 im Anhang):

- Die *maximalen Beschleunigungen* in den Gelenken verringern sich in proximaler Richtung. Jedoch treten bei 13 der 32 Probanden die höchsten durchschnittlichen Beschleunigungen nicht im Sprunggelenk, sondern im Kniegelenk auf. Der Grund liegt in der oben beschriebenen Umlenkung der Kniebewegung.
- Die *Zeitpunkte* der maximalen Beschleunigungen verschieben sich bei den proximal gelegenen Gelenken nach hinten. Ausnahmen können bei 11 Probanden festgestellt werden, bei denen die durchschnittliche maximale Beschleunigung des Knies nach der des Hüftgelenks auftritt.

Beide Tendenzen entsprechen der Erwartung, dass beim Aufsetzen des Beins im ersten Gelenk die höchsten Beschleunigungen sehr frühzeitig im Landeverlauf auftreten und bei den anderen Gelenken die Beschleunigungen gedämpft werden und zu späteren Zeitpunkten vorliegen.

#### **5.1.4 Winkel- und Winkelgeschwindigkeitsverlauf von Knie- und Sprunggelenk**

Analysiert werden neben Winkelverläufen auch Winkelgeschwindigkeitsverläufe von Sprung- und Kniegelenk.

Während der Flugphase weisen die *Winkel*grade im Knie- und Sprunggelenk unterschiedliche Werte auf. Während im Kniegelenk Winkel zwischen  $160^\circ$  und einer nahezu vollständigen Streckung auftreten, liegen die Sprunggelenkwinkel im Bereich von  $130^\circ$  und  $140^\circ$ .

Beim Winkelverlauf können bis zum Landebeginn gegensätzliche Tendenzen in den Gelenken beobachtet werden. Im Kniegelenk erfolgt als unmittelbare Vorbereitung zur Landung eine geringe Flexion, während im Sprunggelenk eine Extension zu erkennen ist (vgl. Abb. 5.5).

Im normalen Stand beträgt der Sprunggelenkwinkel zwischen  $100^\circ$  und  $120^\circ$ , während das Kniegelenk fast vollständig gestreckt ist. Mit dem Ziel, den Impuls bei der Landung abzufangen, erscheint es sinnvoll, die Landebewegung über einen längeren Zeitraum durchzuführen, indem das Sprunggelenk zur Landung hin in eine Extensionsstellung bewegt und damit ein längerer Bremsweg für die Gelenkflexion entsteht. Der größte Winkel wird somit direkt zu Landebeginn eingenommen. Im Kniegelenk wird durch das Nach-vorne-Führen des Unterschenkels während des Sprungs eine starke Extensionsstellung ( $\varphi = 165^\circ$ ) eingenommen, als Vorbereitung auf die Landung wird diese geringfügig auf einen Kniewinkel von über  $160^\circ$  reduziert. Unmittelbar mit Einsetzen der Landung kommt es zu einer sehr starken Flexion in den Gelenken. Diese endet im Sprunggelenk praktisch mit dem Aufsetzen der Ferse. Von diesem Zeitpunkt an verringert sich der Sprunggelenkwinkel noch geringfügig um  $6^\circ$ .

Die starke Knieflexion hingegen endet zu einem späteren Zeitpunkt, wenn das Knie nach vorne geführt worden ist.

Insgesamt sind sehr unterschiedliche Gelenkflexionen im Sprunggelenk (Amplitude: zwischen  $32^\circ$  und  $74^\circ$ ) sowie im Kniegelenk (Amplitude: zwischen  $30^\circ$  und  $84^\circ$ ) und somit auch sehr unterschiedliche minimale Winkel im Sprunggelenk (Amplitude: zwischen  $74^\circ$  und  $118^\circ$ ) sowie im Kniegelenk (Amplitude: zwischen  $77^\circ$  und  $137^\circ$ ) bei den Landungen festzustellen.

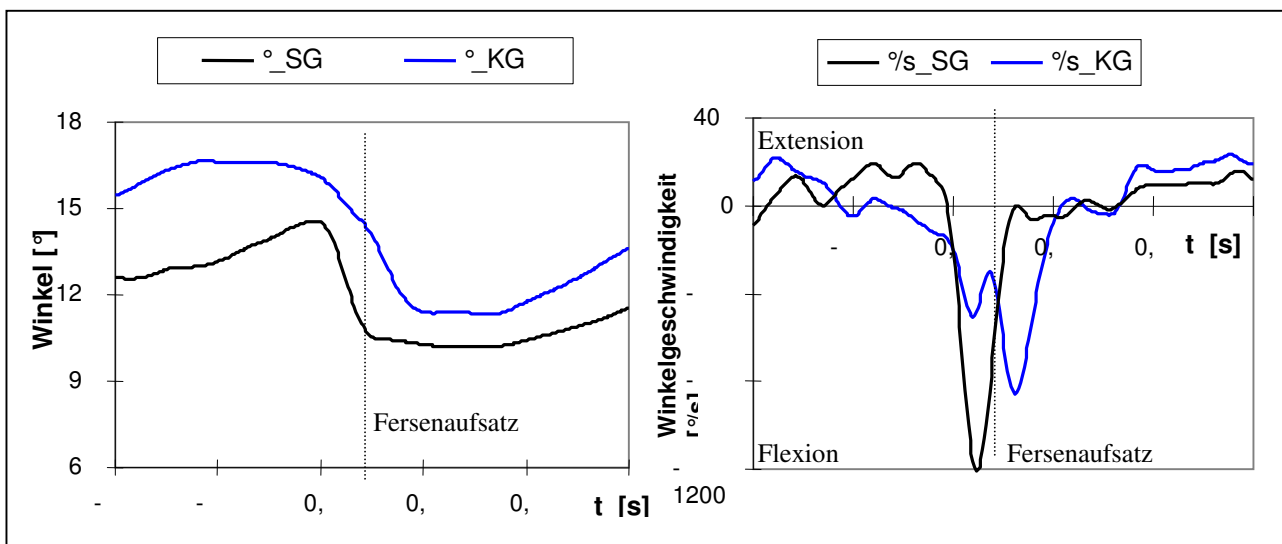


Abb. 5.5: Winkel und Winkelgeschwindigkeit von Sprung- und Kniegelenk bei einer beidbeinigen Landung nach einem Sprungwurf

Die Zeitpunkte der minimalen Gelenkwinkel lassen sich gut über den Verlauf der **Winkelgeschwindigkeit** verdeutlichen (Abb. 5.5). Neben den deutlichen Unterschieden in der Amplitude der Winkelgeschwindigkeit zeigt sich ein weiterer Unterschied in der Geschwindigkeit der Gelenkwinkel zu Landebeginn.

Während im Sprunggelenk eine eingipfelige Kurve zu erkennen ist, tritt im Kniegelenk eine zweigipfelige auf. Die Ursache für einen derartigen zweiten Anstieg resultiert vorrangig aus der umgelenkten Kniebewegung von vertikal nach anterior. Zieht man die Geschwindigkeit des Kniegelenks (vgl. Abb. 5.3) hinzu, kann man ebenfalls eine 2-gipfelige Kurve der absoluten bzw. nach anterior gerichteten Geschwindigkeit erkennen. Bezogen auf den Kniebereich sind die Zeitpunkte dieser maximalen Geschwindigkeiten der Gelenke und Winkel identisch. Durch ein Anheben des Rückfußes nach dem Fersenaufsatz (vgl. Abb. 5.3) mit relativ konstantem Sprunggelenkwinkel wird der Unterschenkel samt Knie nach vorne bewegt und die Flexion im Knie forciert, wodurch sich die zweite größere Spitze erklären lässt.

Unter Berücksichtigung aller Versuche können individuelle Ausprägungen in den Verläufen der Winkelgeschwindigkeit festgestellt werden. Während die Kniewinkelgeschwindigkeit



durch unterschiedliche Ausprägungen beider Extremwerte variieren kann, sind Unterschiede im Sprunggelenk vor allem in der Amplitude festzustellen. Die Bandbreite der Kniewinkelgeschwindigkeit für das erste Maximum liegt zwischen  $-307^{\circ}/s$  und  $-1394^{\circ}/s$  und für das zweite zwischen  $-55^{\circ}/s$  und  $-1731^{\circ}/s$ , bei gemittelten maximalen Winkelgeschwindigkeiten von  $-763^{\circ}/s$  für das erste und  $-715^{\circ}/s$  für das zweite Maximum. Die vereinzelt gemessenen niedrigen Werte weisen darauf hin, dass bei einigen Landungen nur ein Maximum deutlich ausgeprägt ist. Die gemittelte maximale Flexionsgeschwindigkeit aller Landungen im Sprunggelenk liegt bei  $-1777^{\circ}/s$  ( $SD\ 326^{\circ}/s$ ) und ist damit mehr als doppelt so hoch wie im Kniegelenk.

Analysiert man die Winkelverläufe bei allen Probanden, können große Unterschiede festgestellt werden, die sich bei der Analyse der Bandbreite bei den drei Parametern zeigen (vgl. Tab. 5.3). Die Darstellung beschränkt sich auf die Parameter des Kniegelenks, da dieses für die weitere Betrachtung von besonderer Bedeutung ist.

Tab. 5.3: Bandbreite des Kniewinkels bei Landebeginn (LB), des minimalen Kniewinkels (MW) und der Winkelgeschwindigkeit (WG)

Handball	Pb 1	Pb 2	Pb 3	Pb 4	Pb 5	Pb 6	Pb 7	Pb 8	Pb 9	Pb 10	Pb 11	Pb 12	Pb 13	Pb 14	Pb 15	Pb 16	M
N	5	10	10	10	10	8	9	9	10	9	10	10	5	10	9	8	
LB max	168	167	161	167	166	167	168	169	173	173	171	166	164	171	170	164	168
[°] min	153	149	147	157	150	158	149	155	163	154	154	156	143	166	159	149	154
MW max	108	123	121	123	121	123	126	127	113	106	141	135	116	136	124	102	122
[°] min	77	81	89	99	85	80	103	100	87	84	90	118	106	114	82	80	92
WG max	-1170	-1025	-1249	-917	-1731	-1084	-976	-1079	-1161	-1149	-788	-1311	-945	-1171	-1051	-1151	-1172
[°/s] min	-666	-566	-641	-722	-853	-836	-700	-641	-800	-786	-493	-630	-562	-880	-695	-724	-700
Volleybal	Pb 17	Pb 18	Pb 19	Pb 20	Pb 21	Pb 22	Pb 23	Pb 24	Pb 25	Pb 26	Pb 27	Pb 28	Pb 29	Pb 30	Pb 31	Pb 32	M
N	5	9	10	8	5	9	10	9	9	10	5	9	9	10	7	10	
LB max	164	165	167	162	156	174	174	169	167	168	165	165	163	170	166	165	166
[°] min	155	151	155	157	153	162	153	157	142	159	158	157	156	163	152	155	155
MW max	121	117	117	126	90	141	120	117	111	103	123	101	105	116	113	123	115
[°] min	109	103	104	110	81	107	96	89	85	86	111	93	89	99	77	107	97
WG max	-1111	-1124	-979	-1094	-926	-907	-1062	-1113	-1100	-1211	-1028	-1240	-1281	-1282	-1394	-1066	-1123
[°/s] min	-691	-615	-655	-884	-736	-558	-733	-615	-665	-774	-534	-874	-970	-992	-788	-643	-732

Aus der Bandbreite der Parameter bei den einzelnen Probanden lassen sich mehrere Ergebnisse feststellen:

- Es treten große inter- und intrapersonelle Unterschiede auf. Über alle Gruppen sind Probanden mit geringer (Pb 14 und 21) und großer Bandbreite (Pb 15 und 25) zu erkennen.
- Hinsichtlich des Parameters Kniewinkel zu Landebeginn reichen die intrapersonellen Unterschiede von  $3^{\circ}$  bis  $25^{\circ}$ .

- Bezogen auf den minimalen Kniewinkel sind noch größere Unterschiede festzustellen (von 9° bis 51°). Bei 16 Probanden wurden minimale Kniewinkel von 90° und kleiner gemessen.
- Bezüglich der Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk unterscheiden sich die Maximalwerte intrapersonell im Extremfall um den Faktor 2.

Aufgrund dieser Daten ist eine Klassifizierung der Sprünge nach der Landehärte möglich (siehe Abschnitt 2.2.3).

Die Unterschiede hinsichtlich der einzelnen Gruppen werden in dem Abschnitt 5.3 behandelt und sollen daher hier nicht thematisiert werden.

### **5.1.5 Zusammenfassung der Analyse der kinematischen Parameter**

Die in den vorigen Abschnitten diskutierten kinematischen Parameter werden zusammengefasst dargestellt. Hierbei spielen einzelne Landungen keine Rolle; vielmehr sollen sehr häufig auftretende Merkmale der Landebewegung aufgezeigt werden. Dieser Überblick wird an Hand der Abbildung 5.6 gegeben.

Zusammenfassend können folgende Punkte verdeutlicht werden:

- Die Flexion im Sprung- und Kniegelenk des linken Beines setzt schon vor dem Landebeginn ein. Während die Flexion im Sprunggelenk kurz nach dem Aufsetzen des Rückfußes beendet ist, findet eine Flexion im Kniegelenk über den gesamten Landezeitraum statt.
- Nach dem Aufsetzen des Vorfußes wird die vertikale Sprunggelenksbewegung bis zum Aufsetzen des Rückfußes in Richtung hinten unten verändert. Nach dem Aufsetzen des gesamten Fußes kann es zu einer Pronation im Sprunggelenk kommen. Im Weiteren kann zum Ende der Landebewegung der Rückfuß angehoben werden, eventuell um einen Schritt nach vorne auszuführen.
- Im Kniegelenk kommt es zu einer starken Umlenkung der Bewegungsrichtung von vertikal nach horizontal. Dementsprechend findet die horizontale Bewegung hauptsächlich erst im weiteren Verlauf der Landung statt.
- Eine medial-laterale Bewegung ist im späteren Verlauf der Landung erkennbar. Die Betrachtung dieser Richtung ist für den Zeitraum interessant, innerhalb dessen der Fuß auf dem Boden fixiert ist. Von der Tendenz ist die mediale Bewegungsrichtung stärker ausgeprägt als die laterale.

Trotz dieser verallgemeinerten Aspekte sind auch die individuellen Ausprägungen bei den einzelnen Sprüngen immer zu berücksichtigen.

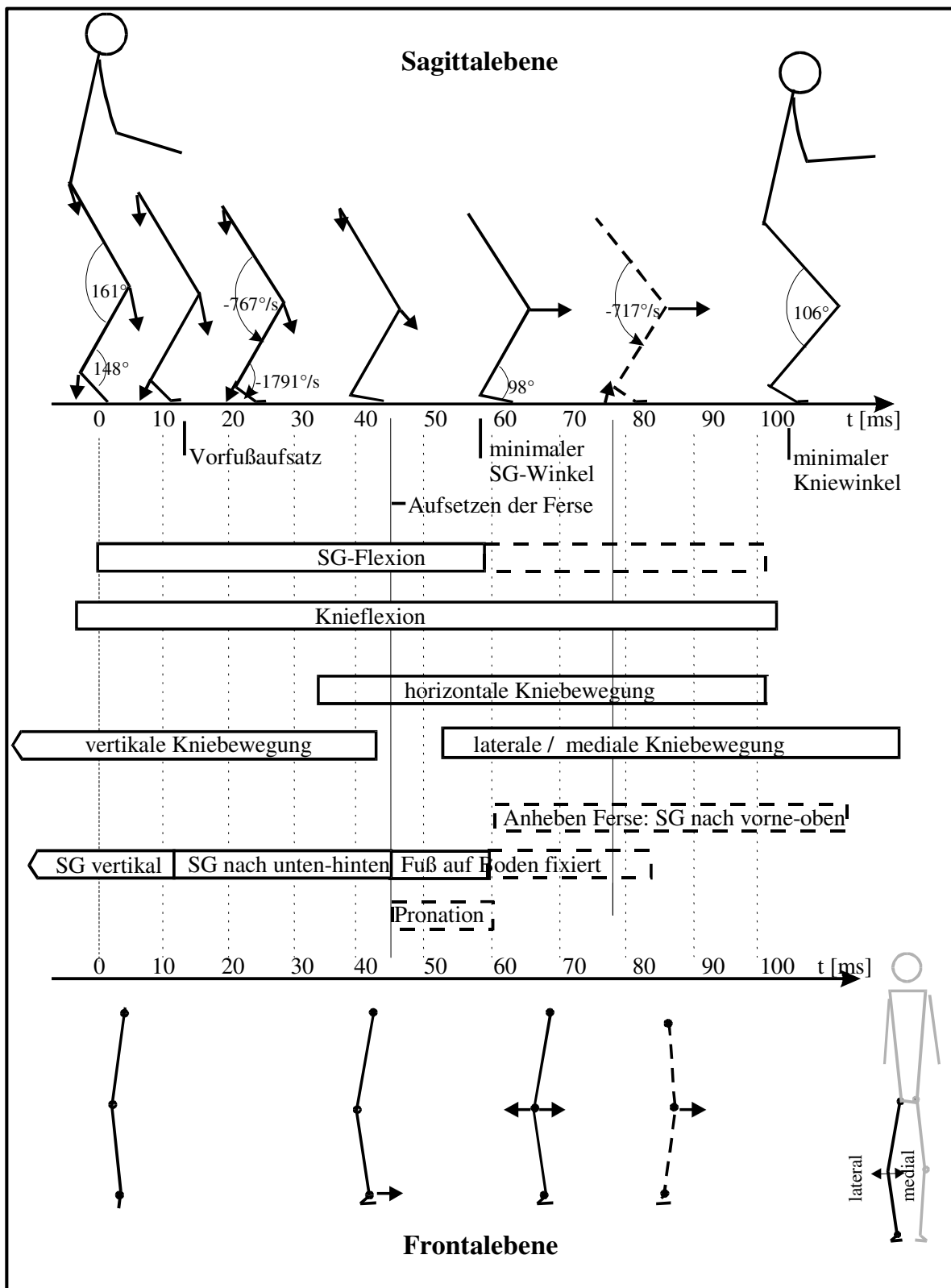


Abb. 5.6: Überblick über die Landebewegung innerhalb der ersten 100 ms in Form eines Strichdiagramms. Die Pfeile in den Gelenken geben die Geschwindigkeit und Richtung der Gelenkbewegung zum jeweiligen Zeitpunkt an. In dem Diagramm aufgeführte Werte bezeichnen entweder den Gelenkwinkel zu Landebeginn, den minimalen Gelenkwinkel oder die maximale Gelenkwinkelgeschwindigkeit. Im mittleren Teil werden die generellen Bewegungen aufgetragen. Gestrichelte Figuren und Kästen bezeichnen Bewegungen, die nicht bei allen Probanden vorzufinden sind.

## 5.2 Belastung bei der Landung nach Sprüngen

In diesem Abschnitt werden die auftretenden (Netto-) Gelenkkräfte und Gelenkmomente näher beschrieben und analysiert. An Hand verschiedener Parameter wird gezeigt, wie sich die äußeren Kräfte im Inneren des Körpers fortsetzen. Bei diesem Vergleich abhängiger Stichproben wurde der zweiseitige t-Test für gepaarte Stichproben verwendet. Die Berechnung der Effektgröße wurde nach Bortz (1999, 569) für ungleiche Varianzen durchgeführt. Liegt das Signifikanzniveau unter 5% bzw. 1%, werden die Unterschiede als signifikant bzw. hochsignifikant angesehen.<sup>8</sup>

Die statistische Analyse wurde für alle Gruppen (Handball-, Volleyballspieler und Volleyballspielerinnen) zusammen durchgeführt.

### 5.2.1 Bodenreaktionskräfte

Der Kraft-Zeit-Verlauf der äußeren Belastung beider Landungen ist in Abbildung 5.7 dargestellt.

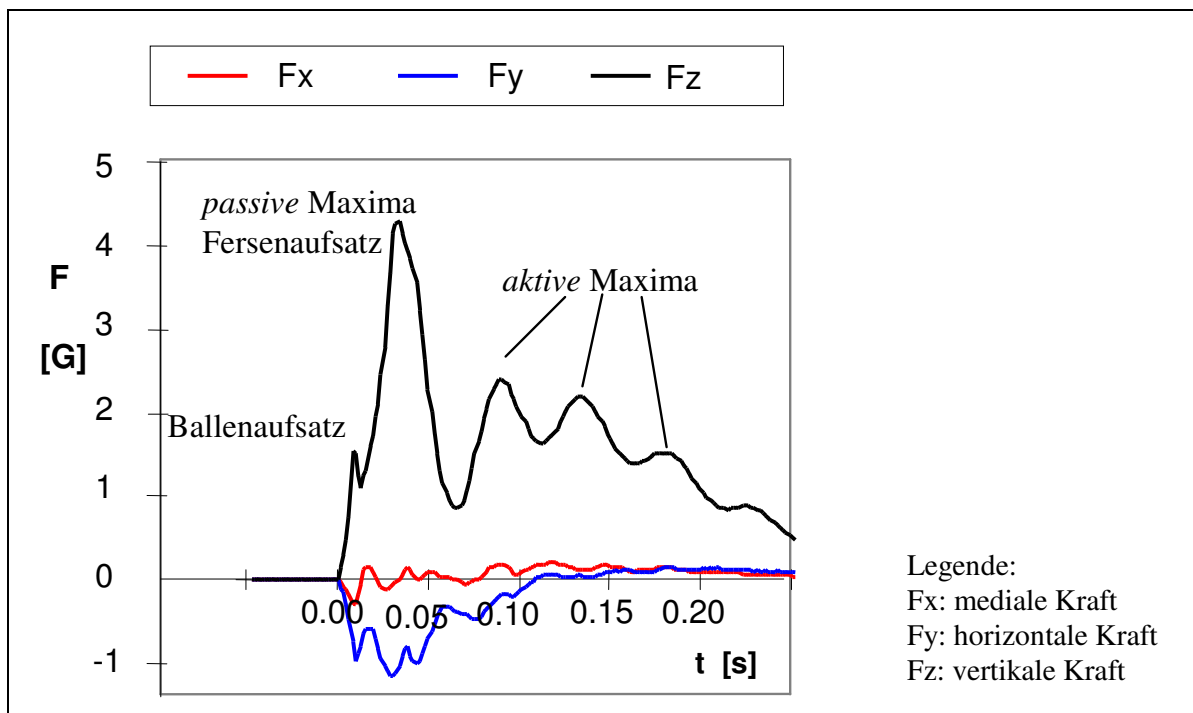


Abb. 5.7: Bodenreaktionskräfte bei einer Landung nach einem Sprungwurf

Bei der Betrachtung der Bodenreaktionskräfte ist das Auftreten mehrerer lokaler Kraftspitzen auffällig.

Im passiven Bereich sind zwei Kraftspitzen festzustellen. Die erste Kraftspitze tritt nach ungefähr 10-15 ms auf und ist durch das Aufsetzen des Fußballens bedingt. Bei Flachfußlan-

<sup>8</sup> In den Tabellen und Abbildungen werden diese Signifikanzniveaus entsprechend mit \* bzw. \*\* für das 5%- bzw. 1%-Niveau angegeben.

dungen hingegen ist eine derartige Kraftspitze nicht zu erkennen. Auf die Problematik des Fußaufsatzes bei der Landung wird in Abschnitt 5.4.3 näher eingegangen.

Die zweite Kraftspitze wird durch das Aufsetzen der Ferse verursacht. Zu diesem Zeitpunkt werden die größten Kräfte gemessen. Innerhalb dieser Studie liegt die durchschnittliche maximale Kraft bei 4,5 G. Die höchsten gemessenen Spitzenwerte liegen im Bereich von 9 G und sind damit doppelt so hoch wie die durchschnittliche maximale Bodenreaktionskraft.

Im aktiven Bereich der Landung treten zum Teil mehrere Maxima auf, deren Werte in Landeverlauf abnehmen. Der erste Maximalwert wird deswegen als das aktive Maximum definiert. Im Durchschnitt werden Kräfte von über 2 G erreicht. Diese liegen damit deutlich unter denen des absoluten Maximums, aber über denen, die sich durch das Aufsetzen des Ballens ergeben.

Neben den beiden passiven Maxima sind drei aktive Maxima erkennbar, die auch bei den meisten Sprüngen festgestellt werden können. Die Zeitpunkte dieser Maxima liegen zwischen 100 ms und 200 ms.

Die maximalen horizontalen Bremskräfte erreichen mit 1,3 G fast ein Drittel der vertikalen Kraftspitze. Die maximalen (lateralen und medialen) Querkräfte wiederum betragen mit 0,5 G ein Drittel der Kraftspitzen in Anlaufrichtung. Zur Übersicht sind die Werte in Tabelle 5.4 dargestellt:

Tab. 5.4: Mittelwerte der Parameter der Bodenreaktionskraft bei beidbeinigen Landungen ( $N = 32$ )

Parameter	vertikal					
	passives Maximum [G]	Zeitpunkt Maximum [ms]	Kraft rate [G/s]	Maximum Vorfuß [G]	aktives Maximum [G]	Anzahl der Maxima
<i>M</i>	4,4	44	385	1,6	2,2	3,8
<i>SD</i>	1,2	13	173	0,5	0,5	0,6
Parameter	resultierendes Maximum [G]	anterior Minimum [G]	medial Maximum [G]	lateral Maximum [G]	Integral	
					Impuls [Gs]	Int $F^{2,5}$ [Gs]
<i>M</i>	4,5	-1,3	0,5	0,4	0,35	1,62
<i>SD</i>	1,3	0,4	0,2	0,2	0,08	0,83

### 5.2.2 Nettogelenkräfte

Eine differenziertere Analyse der Bodenreaktions- und Gelenkräfte soll durch die Betrachtung der lokalen Koordinatensysteme erfolgen. Die daraus bezeichneten Richtungen, vertikal, anterior, medial bzw. lateral, sind dabei auf das jeweilige körperbezogene Koordinatensystem von Fuß, Unterschenkel und Oberschenkel zu beziehen.

Das Beispiel einer Landung nach einem Sprungwurf zeigt (vgl. Abb. 5.8), dass

- das aktive Maximum und die durch den Ballenaufsatz bedingte vertikale Kraftspitze sich durch die Gelenke in nahezu gleicher Größe fortpflanzen. Die durch das Aufsetzen der Fersen verursachten Kraftspitzen wirken sich auf Sprung- und Kniegelenk aus, aber nicht mehr auf das Hüftgelenk. Die weiteren Kraftspitzen sind auch in den proximal gelegenen Gelenken nachzuweisen.
- Im Sprung- und Kniegelenk treten hohe Bremskräfte auf, die im Hüftgelenk nicht zu finden sind. Erst im weiteren Verlauf kommt es im Hüftgelenk zu höheren, nach anterior gerichteten Kräften.
- Die Kräfte in medial-lateraler Richtung sind gering.
- Die maximalen Gelenkkräfte nehmen von distal nach proximal ab.

Auf die Frage, wie sich die Belastung im Körper fortsetzt, soll näher eingegangen werden.

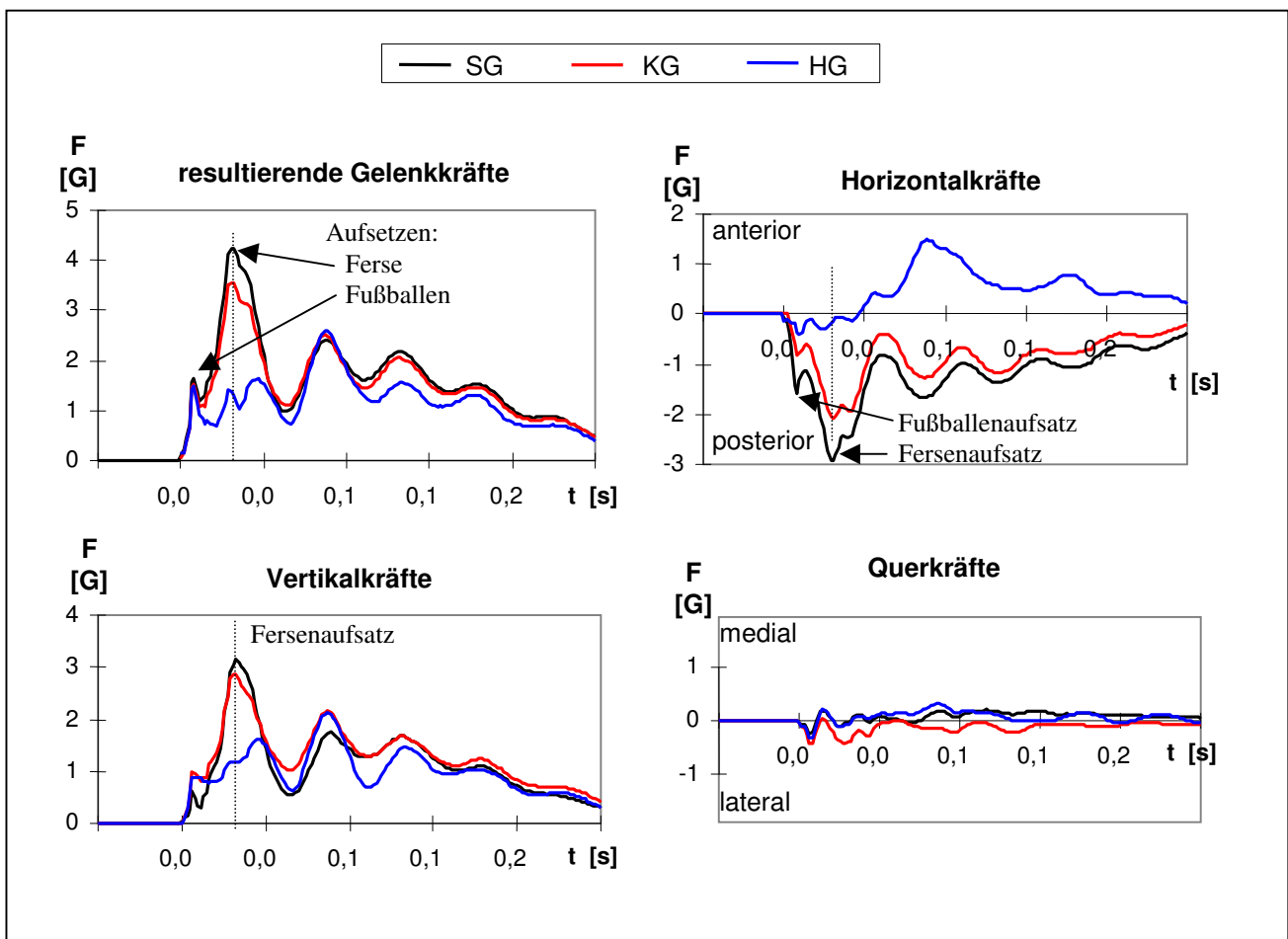


Abb. 5.8: Nettogelenkkräfte bei der beidbeinigen Landung

Fasst man die Parameter der **resultierenden Gelenkkräfte** aller Probanden im Mittelwert zusammen, zeigt sich die gleiche Tendenz (Tab. 5.5). Sowohl für die Kraftspitzen als auch für die Krafrate, den Impuls und das HIC ergibt sich die Tendenz einer abnehmenden Belastung der weiter proximal gelegenen Gelenke.

Tab. 5.5: Über alle Probanden gemittelte Parameter der resultierenden (Netto-) Gelenkkräfte bei beidbeinigen Landungen (N = 32)

	Kraftmaximum [G]		HIC [Gs]		Krafrate [G/s]	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
<b>SG</b>	4,4	1,2	1,56	0,80	378	173
<b>KG</b>	3,9	1,1	1,29	0,68	356	161
<b>HG</b>	3,0	0,9	0,77	0,48	304	134

Diese Tendenz lässt sich auch statistisch absichern (Tab. 5.6). Für die Parameter Kraftmaximum und HIC sind hochsignifikante Unterschiede zwischen den Gelenken und der Bodenreaktionskraft festzustellen.

Lediglich für die maximale Krafrate ist beim Vergleich zwischen Bodenreaktionskraft und Sprunggelenk der Unterschied signifikant, während zwischen den Gelenken der Unterschied hochsignifikant ist.

Tab. 5.6: Vergleich (t-Test, zweiseitig) zwischen den Gelenken bezüglich der resultierenden Gelenkkräfte bei beidbeinigen Landungen (N = 32, Angabe der Effektgröße in Klammern)

	Kraftmaximum			HIC			Krafrate		
	SG	KG	HG	SG	KG	HG	SG	KG	HG
<b>BRK</b>	5,3** (1,2)	14,0** (3,4)	14,0** (3,4)	13,2** (3,2)	12,1** (3,0)	12,7** (3,2)	2,7* (0,4)	7,2** (1,0)	8,0** (2,0)
<b>SG</b>		16,3** (4,0)	13,8** (3,4)		11,7** (2,9)	12,5** (3,1)		7,9** (2,0)	7,4** (1,8)
<b>KG</b>			11,7** (2,9)			12,2** (3,1)			6,9** (1,7)

\*  $2p < .05$ , \*\*  $2p < .01$

Zu beachten sind die extremen Kraftspitzen, die mit Werten von bis zu 9 G über dem Doppelten des Durchschnittswertes von 3 bis 4,4 G liegen. Entsprechende Extremwerte sind auch bezüglich der anderen Parameter festzustellen.

Bei der Betrachtung der **einzelnen Koordinatenrichtungen** sind unterschiedliche Tendenzen nachweisbar:

### Vertikalkraft

Auf alle Probanden bezogen, treten im Kniegelenk im Vergleich zu den beiden anderen Gelenken die höchsten vertikalen Kraftspitzen auf (vgl. Tab. 5.7). Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gelenken können bei einbeinigen Landungen für alle Probanden

beobachtet werden. Lediglich beim Vergleich zwischen Sprung- und Kniegelenk fallen diese Unterschiede nur für einzelne Gruppen signifikant aus.

Tab. 5.7: Vergleich (zweiseitiger *t*-Test, Mittelwerte in *G*) zwischen den Gelenken bezüglich der Vertikalkraft (*N* = 32, Angabe der Effektgröße in Klammern)

	vertikale Maximalkraft				
	SG	KG	HG	<i>M</i>	<i>SD</i>
<b>BRK</b>	15,6** (3,8)	26,9** (6,6)	15,3** (3,7)	4,4	1,2
<b>SG</b>		1,3 (0,3)	3,6** (0,8)	3,2	1,0
<b>KG</b>			4,6** (1,1)	3,3	1,2
<b>HG</b>				2,9	0,9

\*  $2p < .05$ , \*\* $2p < .01$

### Horizontalkräfte

Der Anteil der horizontalen Kräfte an der resultierenden Gelenkkraft ist geringer als der in vertikaler Richtung. Während im Hüftgelenk nur geringe maximale Bremskräfte auftreten, erreichen die nach posterior gerichteten Kräfte im Knie- und insbesondere Sprunggelenk hohe Werte (vgl. Tab. 5.8). Das bedeutet für das Kniegelenk in Flexionsstellung, dass der Unterschenkel gegen den Oberschenkel gedrückt wird. Die Unterschiede zwischen den Gelenken sind bis auf eine Gruppe hochsignifikant und zeigen ebenso die gleiche Tendenz von geringeren Werten der proximal gelegenen Gelenke.

Tab. 5.8: Vergleich (zweiseitiger *t*-Test, Mittelwerte in *G*) zwischen den Gelenken bezüglich der Horizontalkraft bei beidbeinigen Landungen (*N* = 32, Angabe der Effektgröße in Klammern)

	horizontale Maximalkraft				
	SG	KG	HG	<i>M</i>	<i>SD</i>
<b>BRK</b>	12,0** (3,2)	12,6** (3,2)	9,9** (2,4)	-1,3	1,2
<b>SG</b>		5,1** (1,3)	13,1** (3,4)	-2,9	1,0
<b>KG</b>			19,2** (5,0)	-2,2	0,4
<b>HG</b>				-0,6	0,3

\*  $2p < .05$ , \*\* $2p < .01$

### Kräfte in medial/lateraler Richtung

Die Kraftspitzen in medial/lateraler Richtung liegen im Durchschnitt im Bereich von 0,5 *G*. Sie können jedoch sowohl in medialer als auch in lateraler Richtung in Extremfällen deutlich über 1 *G* liegen. Auffällig ist, dass die Kraftspitzen von distal nach proximal nicht durchgängig abnehmen, sondern auch größer sein können. Aufgrund der geringen Differenzen zwischen den Gelenken lassen sich nur wenige signifikante Unterschiede nachweisen (vgl. Tab. 5.9).



Tab. 5.9: Vergleich (zweiseitiger t-Test, Mittelwerte in G) zwischen den Gelenken bezüglich der Horizontal-  
kraft bei beidbeinigen Landungen (N = 32)

	mediale Maximalkraft					laterale Maximalkraft				
	SG	KG	HG	M	SD	SG	KG	HG	M	SD
<b>BRK</b>	0,7	2,3*	3,6**	0,5	0,2	0,7	0,8	2,6**	0,4	0,2
<b>SG</b>		1,6	2,7*	0,5	0,2		0,9	1,9	0,5	0,2
<b>KG</b>			0,7	0,6	0,3			2,1*	0,4	0,2
<b>HG</b>				0,6	0,2				0,5	0,2

\*  $2p < .05$ , \*\* $2p < .01$

### 5.2.3 Gelenkmomente

Für die Analyse werden die Gelenkmomente hinsichtlich ihrer Drehachsen zusammengefasst und den entsprechenden Koordinatenebenen zugeordnet. In der Abbildung 5.9 werden die Gelenkmomente der in den vorigen beiden Abschnitten dargestellten Landung aufgezeigt.

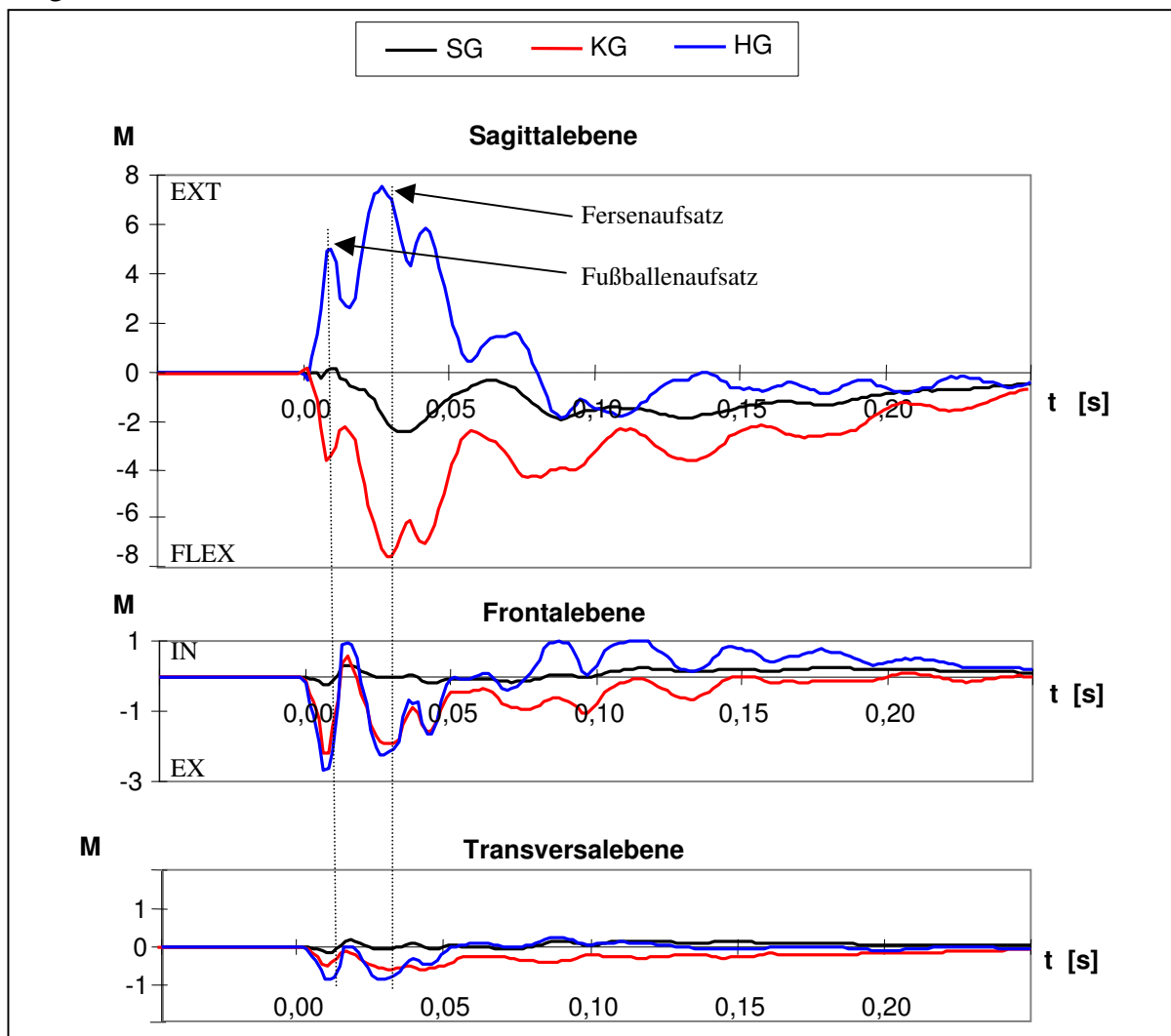


Abb. 5.9: Gelenkmomente bei einer beidbeinigen Landung nach einem Sprungwurf

Aus dieser Abbildung und den in Tabelle 5.10 aufgeführten Werten lassen sich hinsichtlich der Landung folgende Aspekte ableiten:

- In der **Sagittalebene** sind die größten Momente im Knie- und Hüftgelenk innerhalb der ersten 50-60 ms festzustellen. Diese können Werte von bis zu 8 Gm erreichen, weisen jedoch große Schwankungen auf. Die Spitzenwerte treten dabei unmittelbar vor dem Aufsetzen des Ballens bzw. der Ferse auf.
- Für die ausgewählte Landung liegt während der gesamten Landephase sowohl für das Sprunggelenk als auch für das Kniegelenk ein Flexionsmoment vor. Im Hüftgelenk hingegen ist ein Extensionsmoment zu erkennen. Erst gegen Ende der Landephase wechselt das Gelenkmoment der Hüfte aus der Extension in die Flexion.
- Dieser Wechsel ist nicht bei allen Probanden zu erkennen. Jedoch verkleinert sich das Gelenkmoment der Hüfte im Vergleich zum Knie stärker, woraus auch ein kleineres Integral resultiert. Deutlich geringer sind das Integral und die maximalen Gelenkmomente im Sprunggelenk.
- In der **Frontalebene** spielen nur die Momente im Knie- und Hüftgelenk eine Rolle. Das negative Gelenkmoment bewirkt ein Nach-außen-Führen des Unterschenkels bzw. des Beins im Knie bzw. in der Hüfte. Bei anderen Probanden kann sich auch eine gegenteilige Drehrichtung zeigen.
- Die maximalen Gelenkmomente und Integrale der Gelenkmomente in der Frontalebene erreichen ungefähr ein Drittel derjenigen der Sagittalebene. Im Gegensatz zur Sagittalebene sind in der Frontalebene für das Hüftgelenk größere Werte festzustellen als für das Kniegelenk.
- Die Momente in der **Transversalebene** führen zur Außen- bzw. Innenrotation. Allerdings sind diese mit weniger als 1 Gm sehr niedrig.

Tab. 5.10: Parameter der maximalen Gelenkmomente und Integrale ( $N = 32$ )

Ebene	Moment [Gm]				Integral [Gms]			
	sagittal		frontal		sagittal		frontal	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
<b>SG</b>	-1,5	0,8	0,6	0,4	0,19	0,08	0,11	0,08
<b>KG</b>	8,0	1,3	2,3	1,0	0,86	0,23	0,24	0,13
<b>HG</b>	7,7	1,9	3,7	1,3	0,72	0,55	0,33	0,13

Aufgrund der unterschiedlichen Anordnung von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk und der zum Teil sehr geringen Werte wird kein statistischer Vergleich der Momente vorgenommen.

## 5.2.4 Patellasehnenkraft und Auflagekraft der Patella

Bei der Analyse der Sehnen- und Auflagekraft der Patella können wie bei den Nettogelenkkräften zwei Phasen unterschieden werden, die dem passiven und aktiven Bereich zugeordnet werden können. Für den passiven Bereich sind höhere Kräfte in der Patellasehne im Vergleich zu den Auflagekräften festzustellen (Abb. 5.10). Diese Unterschiede können bei anderen Landungen noch deutlicher ausfallen. Im aktiven Bereich können sich die Kraftverhältnisse angleichen oder sogar umkehren.

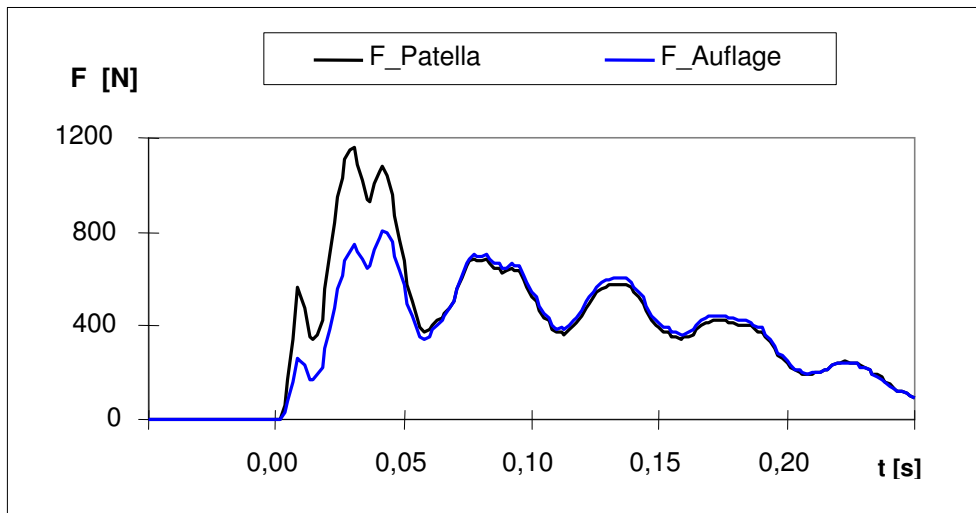


Abb. 5.10: Patellasehnenkraft ( $F_{\text{Patella}}$ ) und Auflagekraft der Patella ( $F_{\text{Auflage}}$ ) bei der Landung nach einem Sprungwurf

Die Ursache für eine derartige Aufteilung kann am Verlauf des Kniewinkels verdeutlicht werden. Bei einer konstanten Patellasehnenkraft steigt die Auflagekraft der Patella mit zunehmender Beugung des Kniegelenks an. Bei der Landung liegen zu Landebeginn relativ große Kniewinkel vor, die im Laufe der Landephase verkleinert werden und damit die Auflagekraft im Verhältnis zur Patellasehnenkraft vergrößern. Als Folge daraus treten die Kraftspitzen bei der Auflagekraft zu einem späteren Zeitpunkt auf.

Die Tabelle 5.11 zeigt die Maximalwerte von Patellasehnen- und Auflagekraft der Patella sowie deren Zeitpunkte.

Tab. 5.11: Parameter der Patellasehnenkraft und Auflagekraft der Patella ( $N = 32$ )

	Patellasehnenkraft			Auflagekraft der Patella		
	Maximum [N]	Zeitpunkt [ms]	Integral [Ns]	Maximum [N]	Zeitpunkt [ms]	Integral [Ns]
<i>M</i>	1369	50	4221	1164	76	3536
<i>SD</i>	271	15	1061	246	21	930

### 5.3 Vergleiche zwischen verschiedenen Gruppen und Landetechniken

In diesem Abschnitt erfolgt der Vergleich von verschiedenen Gruppen. Im ersten Teil werden die Unterschiede zwischen beid- und einbeinigen Landungen unabhängig von der Sportart herausgearbeitet, während im zweiten Teil eine Gruppierung nach handball- und volleyballspezifischen Sprüngen bzw. Landungen vorgenommen wird. Da nicht alle Probanden beidbeinige und einbeinige Landungen gezeigt haben, wird die Analyse nur mit den Probanden durchgeführt, die beide Landearten beherrschen.

Die statistische Analyse wird mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt, bei der als Faktor die nach sportartspezifischen Sprüngen aufgeteilte Gruppe und als Messwiederholung die Landeart (ein- bzw. beidbeinige Landung) eingeht. Eine  $\epsilon$ -Korrektur wurde nach Greenhouse-Geisser durchgeführt.

Von jedem Probanden geht der Mittelwert all seiner Versuche in die Analyse ein. Aufgrund der geringen Anzahl von sechs Volleyballspielerinnen, von denen nur vier ein- und beidbeinige Landungen zeigten, werden deren Daten nicht mit in diese Analyse einbezogen.

#### 5.3.1 Vergleich zwischen beidbeinigen und einbeinigen Landungen

Bei einem Vergleich von ein- und beidbeinigen Landungen sind nicht nur Unterschiede bei dynamometrischen Parametern festzustellen, sondern auch hinsichtlich der kinematischen Parameter.

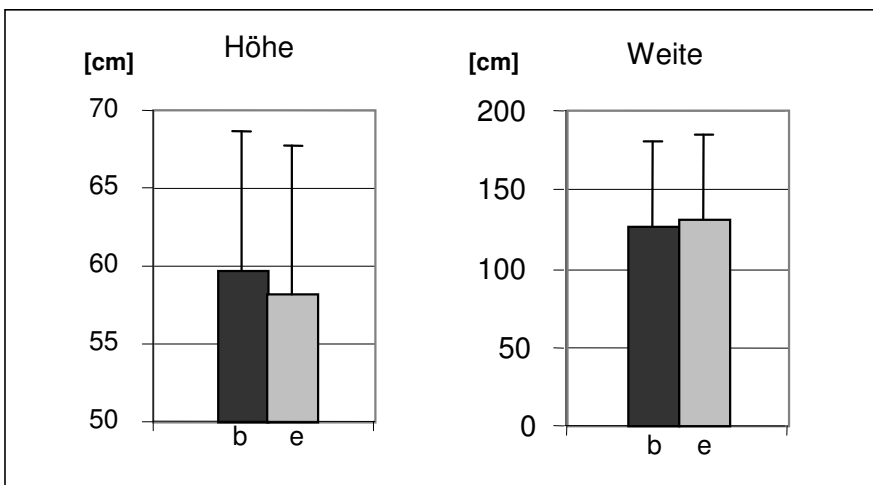


Abb. 5.11: Vergleich der mittleren Sprunghöhe und Sprungweite von beidbeinigen (b) und einbeinigen (e) Landungen ( $N = 20$ )

Sprünge mit einbeinigen Landungen wurden fast 2 cm niedriger und im Mittel 6 cm weiter durchgeführt (Abb. 5.11). Dennoch sind bezüglich der Sprunghöhe ( $F_{(1, 20)} = 2.91$ ,  $p = .11$ ,  $\eta^2 = .13$ ) und der Sprungweite ( $F_{(1, 20)} = 0.08$ ,  $p = .78$ ,  $\eta^2 < .01$ ) zwischen beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede festzustellen.

Bei einer gleichen Sprunghöhe und daraus resultierenden gleichen Landeimpulsen sind bei einbeinigen Landungen höhere Werte bei den *dynamometrischen* Parametern zu erwarten als bei beidbeinigen Landungen unter einem Fuß, da bei diesen Landungen der Landeimpuls von einem Bein aufgefangen und nicht auf beide aufgeteilt wird.<sup>9</sup> Diese Unterschiede sind bei sämtlichen Parametern der Bodenreaktion nachzuweisen (vgl. Abb. 5.12).

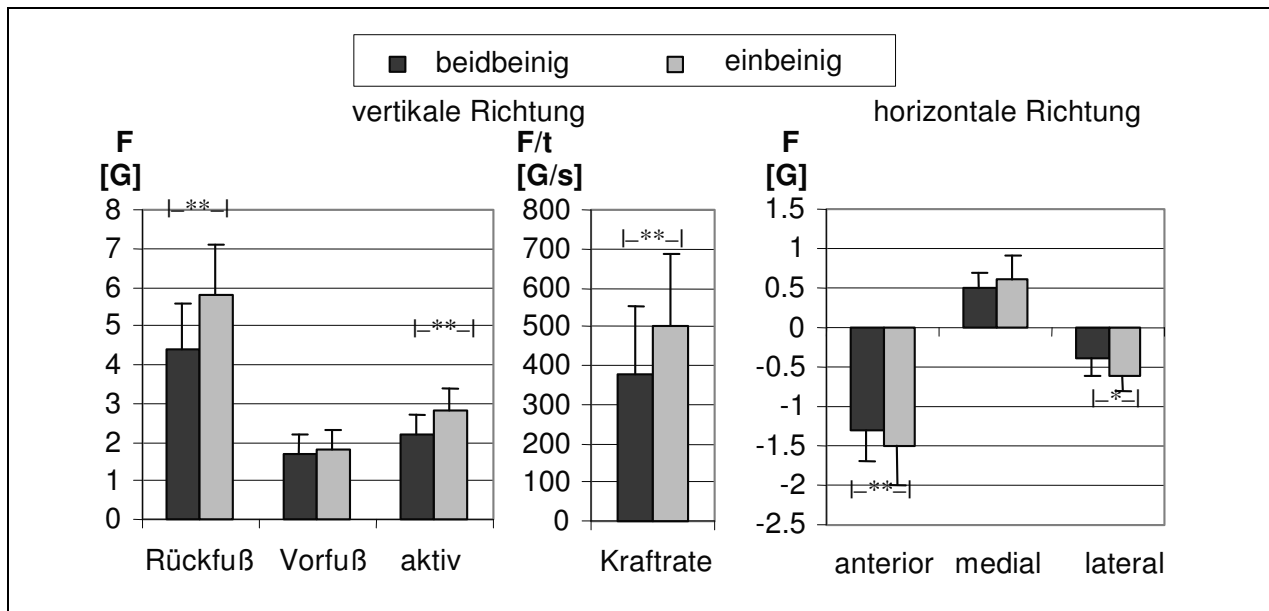


Abb. 5.12: Vergleich der Parameter der Bodenreaktionskraft

Als Beispiele sind in der Abbildung die Kraftspitzen und die maximale Kraftrate aufgeführt. Die Parameter weisen für den Fersenaufsatz ( $F_{(1, 20)} = 48.18, p < .01, \eta^2 = .71$ ), das aktive Maximum ( $F_{(1, 20)} = 42.20, p < .01, \eta^2 = .67$ ) und für die Kraftrate ( $F_{(1, 20)} = 23.85, p < .01, \eta^2 = .54$ ) hochsignifikante Unterschiede auf. Für die Horizontalrichtungen ist der Unterschied mit Ausnahme der medialen Richtung signifikant (anterior:  $F_{(1, 20)} = 9.66, p = .01, \eta^2 = .33$ , medial:  $F_{(1, 20)} = 3.49, p = .08, \eta^2 = .15$ , lateral:  $F_{(1, 20)} = 4.57, p = .05, \eta^2 = .19$ ). Generell gilt für alle Parameter, dass bei einbeinigen Landungen höhere Werte auftreten als bei beidbeinigen.

Die durch den Vorfußaufsatz bedingten Kraftspitzen unterscheiden sich nur geringfügig ( $F_{(1, 20)} = 3.04, p = .10, \eta^2 = .13$ ). Bei einer Differenz von 0,1 G ist der größere Wert ebenfalls bei einbeinigen Landungen festzustellen.

Auch bezüglich des Zeitpunkts, wann die Ferse aufgesetzt wird, ist kein Unterschied zu erkennen ( $F_{(1, 20)} = 1.40, p = .25, \eta^2 = .07$ ).

<sup>9</sup> Gemessen wurde sowohl für ein- als auch für beidbeinige Landung jeweils die Bodenreaktionskräfte, die unter dem Sprungbein auftraten.

Die Unterschiede sind bei den Parametern der inneren Belastung erwartungsgemäß (Abb. 5.13). Die Nettogelenkkräfte weisen im Vergleich von beid- und einbeinigen Landungen hochsignifikante Unterschiede (SG:  $F_{(1, 20)} = 47.04$ ,  $p < .01$ ,  $\eta^2 = .70$ , KG:  $F_{(1, 20)} = 47.43$ ,  $p < .01$ ,  $\eta^2 = .70$ , HG:  $F_{(1, 20)} = 36.33$ ,  $p < .01$ ,  $\eta^2 = .65$ ) auf. Deutliche Unterschiede treten auch bei den weiteren Parametern der Nettogelenkkraft (HIC, Kraftrate) auf. Die Mittelwerte bei einbeinigen Landungen liegen jeweils über denen der beidbeinigen.

Auch hinsichtlich der in den Gelenken auftretenden Momente kann bis auf das Moment im Hüftgelenk ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden (SG:  $F_{(1, 20)} = 5.43$ ,  $p = .03$ ,  $\eta^2 = .21$ , KG:  $F_{(1, 20)} = 4.80$ ,  $p = .04$ ,  $\eta^2 = .19$ , HG:  $F_{(1, 20)} = 1.95$ ,  $p = .18$ ,  $\eta^2 = .09$ ).

Aus den Unterschieden der Momente im Kniegelenk lässt sich auch der signifikante Unterschied bei der maximalen Patellasehnenkraft ( $F_{(1, 20)} = 10.91$ ,  $p < .01$ ,  $\eta^2 = .35$ ) erklären. Interessanterweise unterscheiden sich die maximalen Auflagekräfte ( $F_{(1, 20)} = 0.40$ ,  $p = .53$ ,  $\eta^2 = .02$ ) zwischen beiden Landebewegungen nur sehr geringfügig voneinander. Gleiches trifft auch für den Impuls von Patellasehnen- und Auflagekraft der Patella zu.

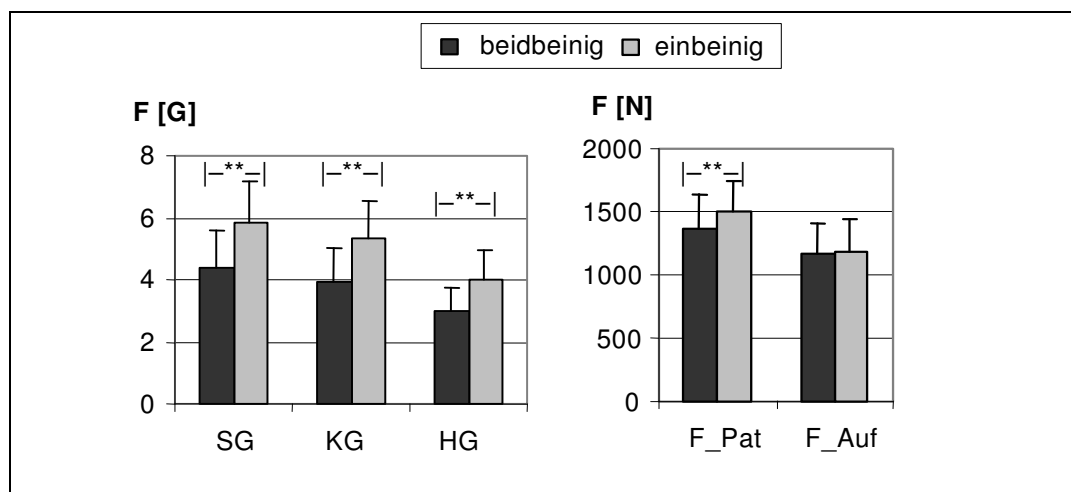


Abb. 5.13: Vergleich der inneren Kräfte (Nettogelenkkräfte und Patellasehnen- bzw. Auflagekraft) der unteren Extremität

Insgesamt kann somit für alle Parameter die Tendenz festgestellt werden, dass bei einbeinigen im Vergleich zu beidbeinigen Landungen höhere Werte erreicht werden, die sich zum größten Teil signifikant unterscheiden.

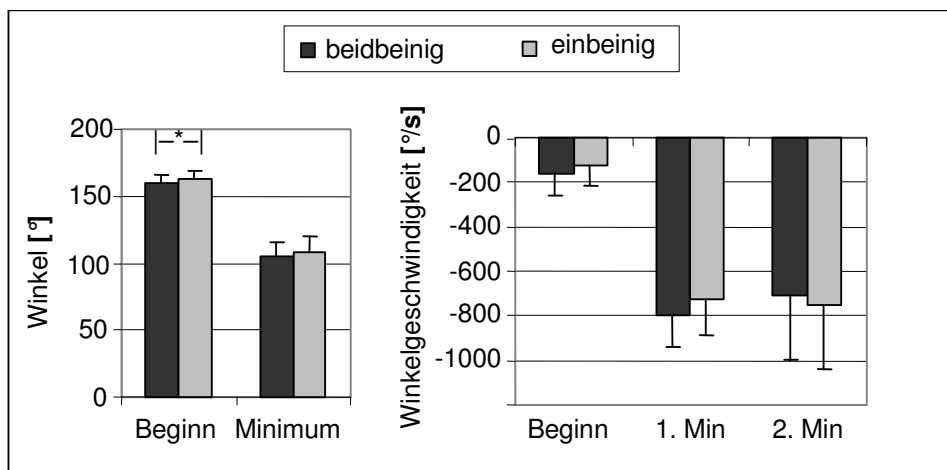


Abb. 5.14: Vergleich von Winkel und Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk

Bei den verschiedenen Landebewegungen sind jedoch nicht nur dynamometrische, sondern auch *kinematische* Unterschiede nachweisbar (Abb. 5.14), von denen allerdings der Kniewinkel zu Landebeginn der einzig signifikante Unterschied ( $F_{(1, 20)} = 4.26, p = .05, \eta^2 = .18$ ) ist.

Die Landebewegung bei einbeinigen Landungen wird mit einem größeren Kniewinkel eingeleitet. Da der minimale Kniewinkel bei einbeinigen Landungen etwas größer als bei beidbeinigen ist, tritt bei beiden Landebewegungen eine gleich große Knieflexion von  $56^\circ$  auf. Die Landebewegung wird somit bei einbeinigen Landungen lediglich etwas gestreckter ausgeführt.

Trotz der gleichen Flexion im Kniegelenk unterscheidet sich die Landedauer beider Landearten signifikant voneinander ( $F_{(1, 20)} = 9.00, p = .01, \eta^2 = .31$ ). Die Landephase dauert bei einbeinigen Landungen mit 149 ms über 11% länger.

Die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk ist bei einbeinigen Landungen zu Landebeginn und im ersten Teil der Landephase geringer. Für den zweiten Teil kehren sich die Verhältnisse um und die Winkelgeschwindigkeit weist einen größeren Wert als bei beidbeinigen Landungen auf.

Für das Sprunggelenk sind nur äußerst geringe Unterschiede beim Winkel und bei der Winkelgeschwindigkeit zu erkennen.

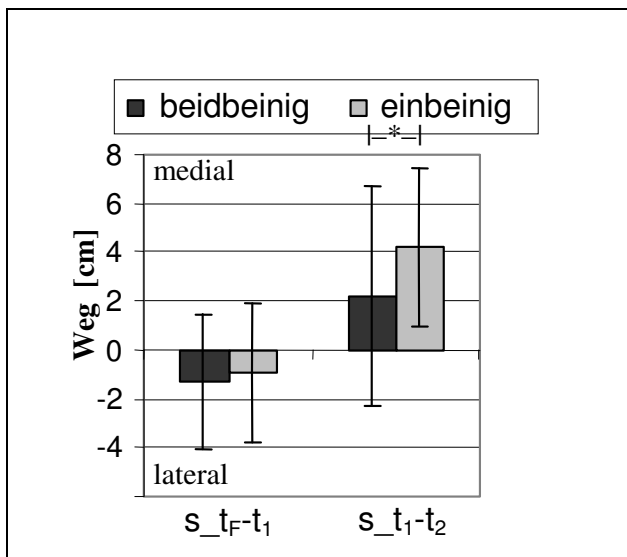


Abb. 5.15: Vergleich der relativen seitlichen Bewegungen des Kniegelenks von beid- und einbeinigen Landungen in den Phasen vom Fersenaufsatz bis zur ersten maximalen Ausweichbewegung ( $s_{t_F-t_1}$ ) und von der 1. bis zur 2. Ausweichbewegung ( $s_{t_1-t_2}$ )

Ein interessanter Aspekt ergibt sich aus den Bewegungen in medial-lateraler Richtung (Abb. 5.15). Während die seitlichen Bewegungen nach dem Fersenaufsatz ( $F_{(1, 20)} = 0.01$ ,  $p = .96$ ,  $\eta^2 < .01$ ) nur geringfügig voneinander abweichen, unterscheiden sich die weiteren, nach medial gerichteten relativen Kniebewegungen signifikant ( $F_{(1, 20)} = 4.87$ ,  $p = .04$ ,  $\eta^2 = .20$ ) voneinander. Die maximale mediale Kniebewegung ist bei einbeinigen Landungen um mehr als 2 cm größer als bei beidbeinigen. Zudem sind die seitlichen Bewegungen bei einbeinigen Landungen nahezu ausschließlich nach medial gerichtet, während bei beidbeinigen auch Landungen mit sehr geringen seitlichen Bewegungen anzutreffen sind. Zu erwähnen sind jedoch auch in dieser Gruppe vorkommende große mediale Kniebewegungen.

### 5.3.2 Vergleich handballspezifischer und volleyballspezifischer Landungen

Aus beiden Gruppen stehen jeweils 16 Probanden zur Verfügung. Während ausschließlich männliche Probanden zur Gruppe der Handballspieler zählen, setzt sich die zweite Gruppe der Volleyballspieler aus 10 männlichen und 6 weiblichen Aktiven zusammen. Abgesehen von der Sprunghöhe und -weite werden die Vergleiche nur zwischen den männlichen Probanden durchgeführt. Die Vergleiche der Gruppen erfolgen nach kinematischen und dynamometrischen Gesichtspunkten.

### Vergleich der kinematischen Parameter

Die Gruppen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer *Sprunghöhe* und *-weite* deutlich voneinander (Abb. 5.16). So springen die männlichen Volleyballspieler mit 68,8 cm über 15 cm höher als die Handballspieler ( $F_{(1, 20)} = 43.86$ ,  $p < .01$ ,  $\eta^2 = .69$ ). Selbst die Volleyballspiele-



rinnen weisen im Durchschnitt eine größere Sprunghöhe (56 cm) auf. Dafür ist die Sprungweite bei handballspezifischen Sprüngen mit 170 cm fast doppelt so groß wie bei den Volleyballspielern ( $F_{(1, 20)} = 33.16, p < .01, \eta^2 = .62$ ). Die Volleyballspielerinnen erreichen im Durchschnitt eine Sprungweite von 71 cm.

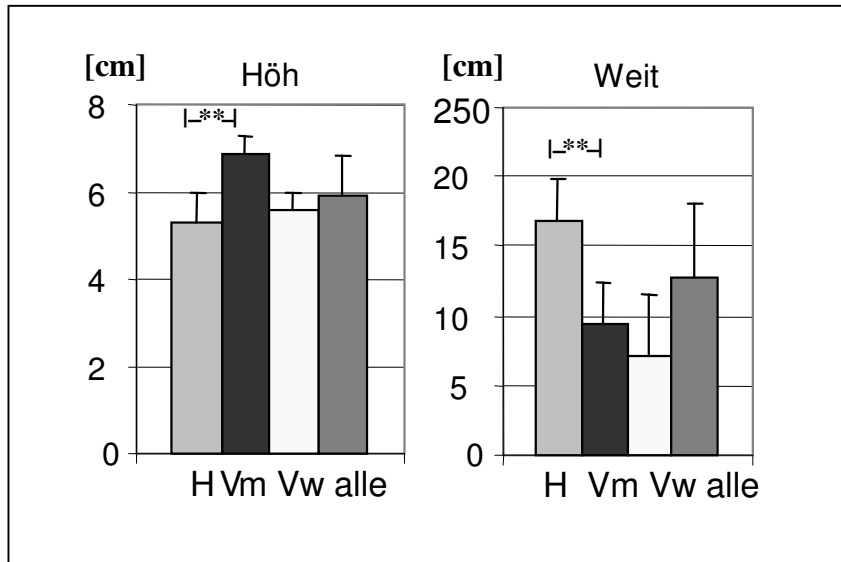


Abb. 5.16: Vergleich der Sprunghöhe und Sprungweite von Handballspielern (H), Volleyballspielern (Vm) und Volleyballspielerinnen (Vw)

Im Gegensatz zu den Volleyballspielern sind bei den Handballspielern mit der Ober- und Landesliga sowie der Kreisklasse drei Spielklassen vertreten, wobei die Kreisklasse zum unteren Leistungsniveau zu zählen ist. Die mittleren Sprunghöhen der drei Kreisklassenspieler liegen zwischen 41,8 cm und 47,7 cm und liegen damit unterhalb der mittleren Sprunghöhen aller anderen Handballspieler, welche eine mittlere Sprunghöhe von über 50 cm erreichen. Lässt man die Kreisklassenspieler unberücksichtigt, erhöht sich die durchschnittliche Sprunghöhe auf 54,1 cm, liegt aber immer noch unterhalb der der Volleyballspielerinnen.

Unterschiede in der Kinematik lassen sich auch bezüglich der *Gelenkwinkel* feststellen (Abb. 5.17). Die Landung leiten sowohl Hand- als auch Volleyballspieler unabhängig von der Landeart mit einem gleichen Sprunggelenkwinkel von  $147^\circ$  ein. Während ebenfalls in beiden Gruppen die Flexion im Sprunggelenk bei einbeinigen Landungen mit einem gleichen minimalen Winkel von  $97^\circ$  endet, treten bei beidbeinigen Landungen signifikante Unterschiede ( $F_{(1, 20)} = 6.93, p < .02, \eta^2 = .26$ ) beim minimalen Sprunggelenkwinkel auf. Dieser ist bei Volleyballspielern um  $5^\circ$  kleiner, woraus folgt, dass Volleyballspieler im Sprunggelenk eine stärkere Flexion durchführen.

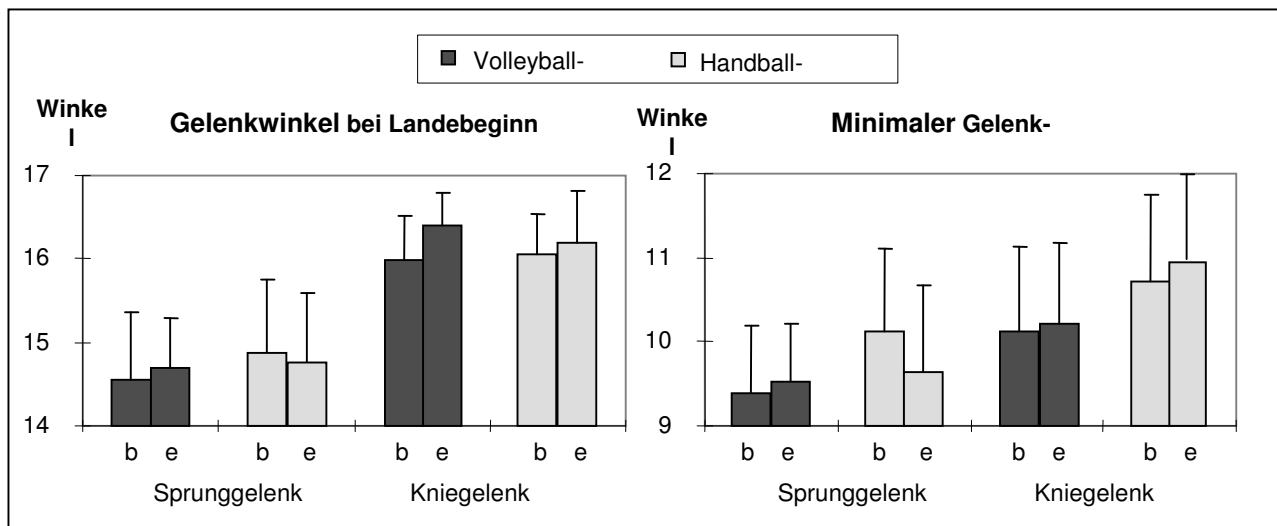


Abb. 5.17: Gelenkwinkel von Handball- und Volleyballspielern bei einbeinigen (e) und beidbeinigen (b) Landungen

Keine Unterschiede beim Kniewinkel sind bezogen auf ein- und beidbeinige Landungen bei den Handballspielern zu erkennen. Die Landung wird mit einem Kniewinkel von  $161^\circ$  eingeleitet und mit einem minimalen Kniewinkel von  $107^\circ$  beendet. Bei den Volleyballspielern hingegen wird die Landung mit  $160^\circ$  bei beidbeinigen bzw. mit  $164^\circ$  bei einbeinigen Landungen geringfügig unterschiedlich eingeleitet. Da die Landung jeweils bei einem minimalen Kniewinkel von  $102^\circ$  endet, ergeben sich unterschiedliche Gelenkflexionen von  $58^\circ$  für beidbeinige Landungen bzw.  $62^\circ$  für einbeinige Landungen. Dieser Unterschied in der Knieflexion im Vergleich zu den Handballspielern liegt jedoch geringfügig über der Signifikanzgrenze von 5% ( $F_{(1, 20)} = 3.43$ ,  $p = .08$ ,  $\eta^2 = .15$ ).

Insgesamt zeigt sich bezüglich der Gelenkwinkel die Tendenz, dass

- Volleyballspieler Landungen mit einer etwas größeren Flexion durchführen. Hiermit zusammen hängt auch die längere Landedauer bei volleyballspezifischen Landungen ( $F_{(1, 20)} = 3.98$ ,  $p = .06$ ,  $\eta^2 = .17$ ).
- Handballspieler die Landebewegung unabhängig von der Landeart mit gleichem Kniewinkel durchführen und lediglich im Sprunggelenk bei einbeinigen Landungen stärker beugen. Volleyballspieler hingegen führen die Bewegung im Sprunggelenk relativ konstant durch und reagieren im Kniegelenk auf einbeinige Landungen mit einer größeren Flexion und einer gestreckteren Haltung zu Landebeginn.

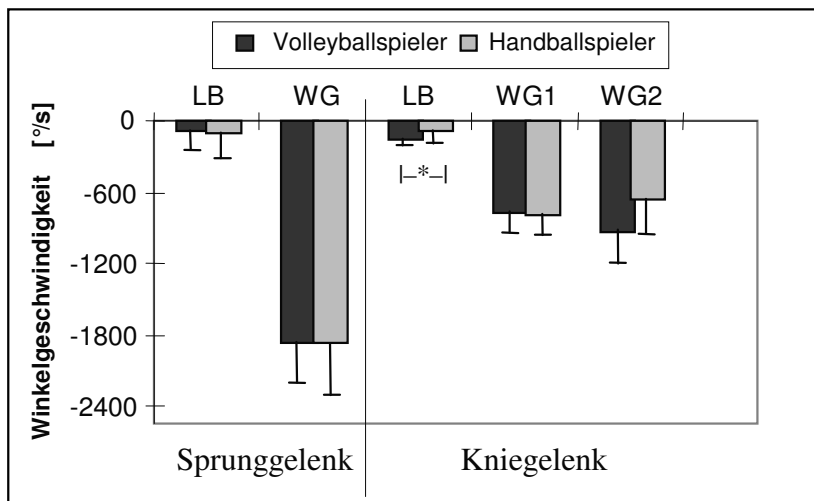


Abb. 5.18: Vergleich der Winkelgeschwindigkeiten: maximale (WG) und zu Landebeginn (LB)

Bezüglich der *Winkelgeschwindigkeit* im Sprunggelenk zeigen sich keine Unterschiede in den sportartspezifischen Landungen (Abb. 5.18). Anders verhält es sich im Kniegelenk. Unterschiede zeigen sich in der Kniewinkelgeschwindigkeit bei Landebeginn und bei der maximalen Winkelgeschwindigkeit. Für das zweite Maximum ( $F_{(1, 20)} = 3.47, p = .08, \eta^2 = .15$ ) kann zwar kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden, dafür aber für die Winkelgeschwindigkeit zu Landebeginn ( $F_{(1, 20)} = 4.78, p = .04, \eta^2 = .19$ ). Volleyballspezifische Landungen weisen jeweils höhere Werte auf.

Bezogen auf die medial-lateralen Kniebewegungen ergeben sich zwischen den Gruppen deutliche Unterschiede (Abb. 5.19).

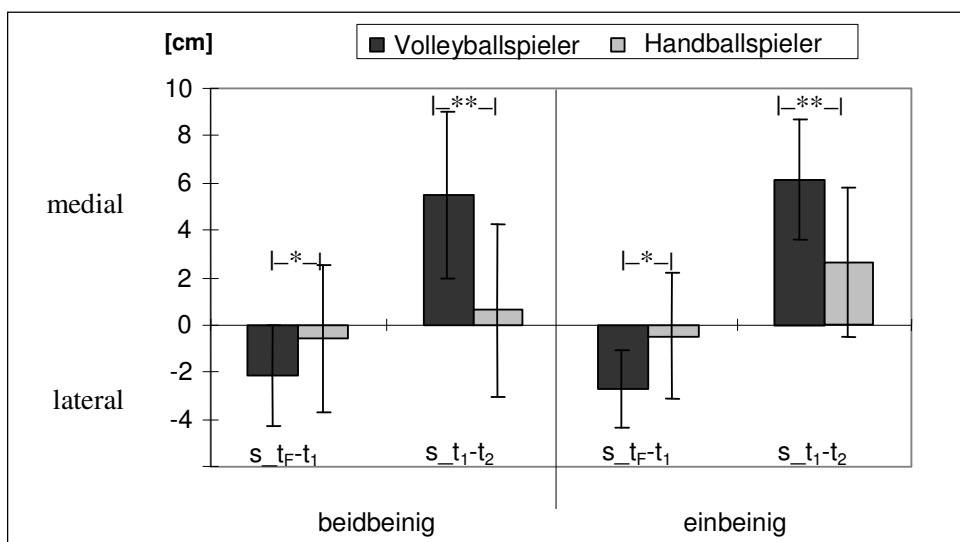


Abb. 5.19: Vergleich der relativen Kniebewegung von Hand- und Volleyballspielern bezogen auf den Zeitraum vom Fersenaufsatz bis zum 1. Maximum (s<sub>tF-t1</sub>) und vom 1. bis zum 2. Maximum (s<sub>t1-t2</sub>)

Bei den relativen Kniebewegungen sind signifikante Unterschiede bei Hand- und Volleyballspielern zu erkennen. Landungen nach volleyballspezifischen Sprüngen weisen höhere Ausweichbewegungen sowohl im Zeitraum von Fersenaufsatz bis zum ersten Maximum ( $F_{(1, 20)} = 5.80, p = .03, \eta^2 = .23$ ) als auch im darauf folgenden Zeitraum bis zum zweiten Maximum ( $F_{(1, 20)} = 18.16, p < .01, \eta^2 = .48$ ) auf. Für den Zeitraum vom Fersenaufsatz bis zum ersten Maximum sind vorwiegend laterale Ausweichbewegungen zu erkennen, die Richtung wechselt im weiteren Verlauf der Landebewegung zu einer noch stärker ausgeprägten medialen Ausweichbewegung. Während bei Handballspielern lediglich bei einbeinigen Landungen größere Ausweichbewegungen auftreten, sind bei Volleyballspielern in beiden Phasen und bei beiden Landearten die Ausweichbewegungen um ein Vielfaches größer. Weiterhin ist zu erkennen, dass in beiden Gruppen bei einbeinigen Landungen größere Ausweichbewegungen stattfinden als bei beidbeinigen.

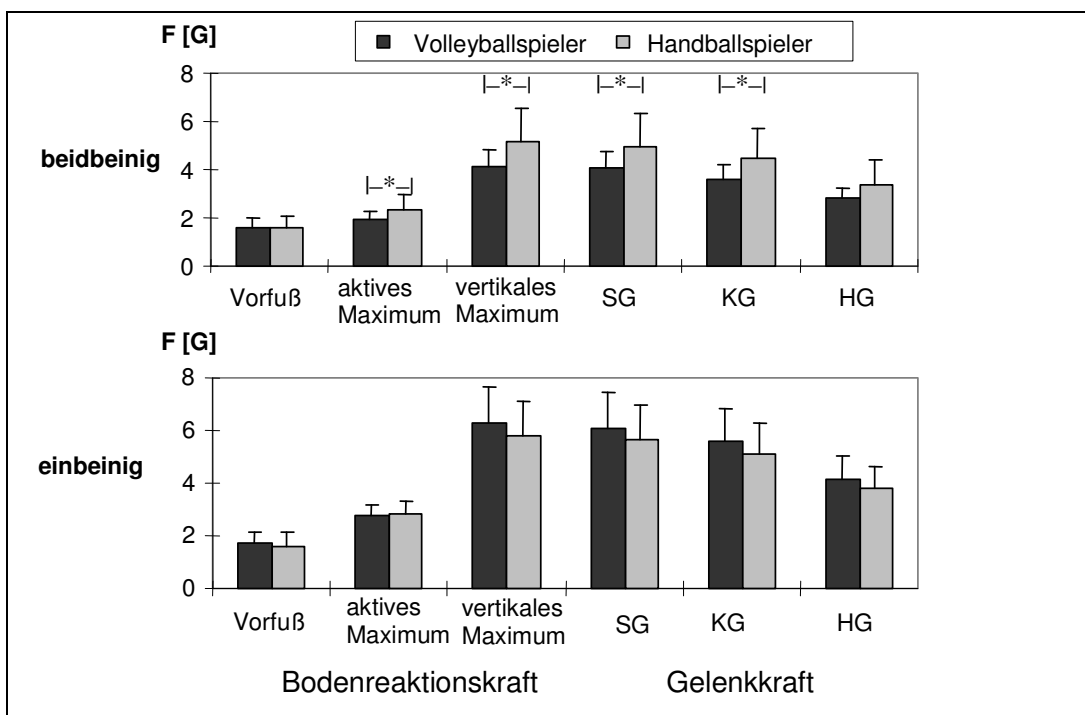


Abb. 5.20: Vergleich ausgewählter dynamometrischer Parameter beid- und einbeiniger Landungen

### Vergleich der dynamometrischen Parameter

Aus der Vielzahl der dynamometrischen Parameter werden die Bodenreaktionskraft und die maximalen Gelenkkkräfte ausgewählt. Zwischen den beiden Gruppen Handball- und Volleyballspieler können keine signifikanten Unterschiede bezüglich der maximalen Gelenkkkräfte festgestellt werden, hingegen zeigen sich signifikante Interaktionseffekte (SG:  $F_{(1, 20)} = 9.96, p < .01, \eta^2 = .33$ , KG:  $F_{(1, 20)} = 10.40, p < .01, \eta^2 = .34$ , HG:  $F_{(1, 20)} = 5.60, p = .03, \eta^2 = .22$ ).

Dieser Effekt ist in Abbildung 5.20 dargestellt. Außer der ersten Kraftspitze, die durch das Aufsetzen des Fußballens zu Stande kommt, sind die Kraftspitzen bei beidbeinigen Landungen nach handballspezifischen Sprüngen bis zu 1 G größer als nach volleyballspezifischen. Dieses Verhältnis kehrt sich bei einbeinigen Landungen um, allerdings mit geringeren Unterschieden (bis zu 0,5 G). Die Zunahme der maximalen Gelenkkräfte ist demnach bei Handballspielern bei einbeinigen Landungen im Vergleich zu beidbeinigen deutlich geringer (Abb. 5.20).

Die gleiche Tendenz ergibt sich auch für die anderen Parameter (Impuls, Kraftrate, HIC). Daher kann insgesamt festgehalten werden, dass handballspezifische Landungen höhere Spitzenwerte bei beidbeinigen Landungen aufweisen. Das Verhältnis kehrt sich um, wenn einbeinige Landungen herangezogen werden. Die Unterschiede werden jedoch geringer.

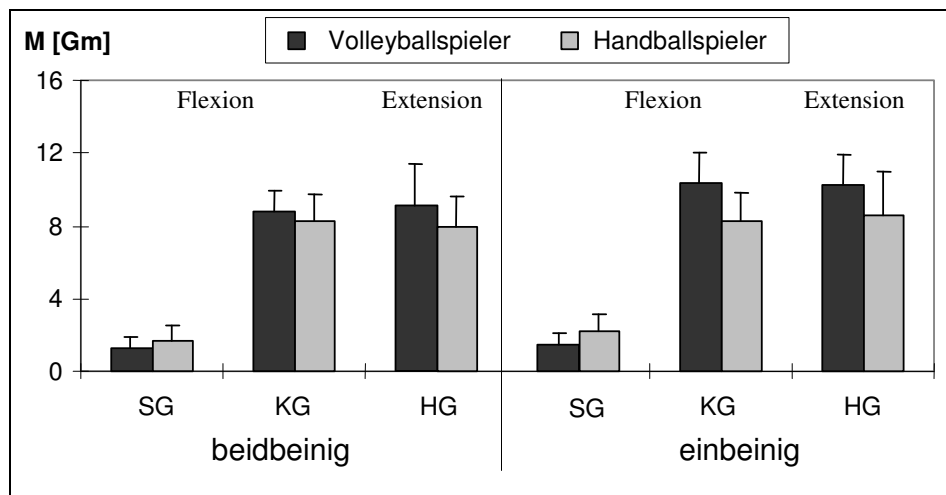


Abb. 5.21: Vergleich der Gelenkmomente in der Sagittalebene

## Momente

Interaktionseffekte sind hinsichtlich der Momente bei beid- und einbeinigen Landungen nicht zu erkennen (Abb. 5.21), daher können die Ergebnisse auch zusammengefasst dargestellt werden. Im Sprunggelenk treten größere maximale Momente nach handballspezifischen Sprüngen auf ( $F_{(1, 20)} = 3.44$ ,  $p = .08$ ,  $\eta^2 = .15$ ), während sich für die beiden anderen Gelenke genau umgekehrte Verhältnisse ergeben. Sowohl das Flexionsmoment im Kniegelenk ( $F_{(1, 20)} = 11.72$ ,  $p < .01$ ,  $\eta^2 = .37$ ) als auch das Extensionsmoment im Hüftgelenk ( $F_{(1, 20)} = 3.32$ ,  $p = .08$ ,  $\eta^2 = .14$ ) weisen bei volleyballspezifischen Landungen höhere Werte auf.

## 5.4 Zusammenhänge verschiedener Parameter mit der Belastung

### 5.4.1 Sprunghöhe und -weite

Die bei dieser Untersuchung gemessene durchschnittliche Sprunghöhe liegt bei 59 cm, während die mittlere Sprungweite 123 cm beträgt. Auf die unterschiedlichen Sprunghöhen und –weiten von Hand- und Volleyballspielern wurde in Abschnitt 5.3.2 eingegangen. Bezogen auf beid- und einbeinige Landungen sind geringe Unterschiede von 2 cm in der Sprunghöhe festzustellen. Bei einbeinigen Landungen liegen die Sprungweiten mit 128 cm über denen der beidbeinigen Landungen (117 cm). Daher werden beid- und einbeinige Landungen differenziert analysiert.

Für beidbeinige Landungen kann sowohl für Hand- ( $N = 16$ ,  $r = .49$ ,  $2p = .05$ ) als auch für Volleyballspieler ( $N = 16$ ,  $r = .45$ ,  $2p = .08$ ) ein positiver Zusammenhang zwischen Sprunghöhe und –weite festgestellt werden, d.h. mit zunehmender Sprunghöhe wird auch weiter gesprungen. Dieser Zusammenhang ist auch für einbeinige Landungen bei Handballspielern ( $N = 13$ ,  $r = .51$ ,  $2p = .07$ ), nicht jedoch bei Volleyballspielern ( $N = 13$ ,  $r = -.17$ ,  $2p = .58$ ) zu erkennen.

Tab. 5.12: Korrelationen zwischen den Sprungparametern und den Belastungsparametern der Gelenkkräfte bei beidbeinigen (b) und einbeinigen (e) Landungen für Hand- (H) und Volleyballspieler (V)

			Kraftmaximum			HIC			Kraftrate		
			SG	KG	HG	SG	KG	HG	SG	KG	HG
Höhe	V	b (N = 16)	.47	.42	.53	-.01	-.06	-.06	.46	.43	.24
		e (N = 13)	.20	.20	.08	-.07	-.09	-.17	.29	.28	.18
	H	b (N = 16)	.51	.49	.57*	.54	.53	.62*	.69**	.70**	.71**
		e (N = 13)	.17	.12	.15	.05	.01	.04	.48	.47	.48
Weite	V	b (N = 16)	.05	-.01	-.15	-.23	-.27	-.33	.06	.00	-.32
		e (N = 13)	-.07	-.11	-.18	-.33	-.35	-.41	.28	.28	.24
	H	b (N = 16)	.03	.04	-.03	.06	.07	.06	-.03	-.02	-.04
		e (N = 13)	-.54	-.54	-.63*	-.48	-.48	-.45	-.35	-.35	-.37

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$  <sup>10</sup>

Ein einheitlicher Zusammenhang von Sprunghöhe bzw. Sprungweite und den Belastungsparametern Maximalkraft, Kraftrate und HIC ist nicht zu erkennen (Tab. 5.12). Zudem werden

<sup>10</sup> Um eine Kumulation von Fehlern 1. Art bei der Durchführung mehrerer Einzeltests zu berücksichtigen, wird eine Adjustierung des  $\alpha$ -Fehlers durchgeführt (Hager & Westermann, 1983). Das neue Signifikanzniveau errechnet sich aus dem bisherigen Signifikanzniveau von 5% dividiert durch die Anzahl der Einzeltests. Für die Testung der Hypothesen wurden drei Einzeltests durchgeführt.

unterschiedliche Richtungen des Zusammenhangs mit den Belastungsparametern erkennbar. Lediglich für einzelne Gruppen sind hohe Zusammenhänge nachzuweisen.

Bei der Sprunghöhe zeichnet sich ein deutlicher Zusammenhang mit einer zunehmenden Belastung für beidbeinige Landungen, insbesondere bei Handballspielern, ab. Bei einbeinigen Landungen ist der Zusammenhang wesentlich geringer ausgeprägt.

Bezogen auf die Sprungweite ergeben sich uneinheitliche, zum Teil sehr schwache Zusammenhänge. Einzig bei den einbeinigen Landungen von Handballspielern kann ein stärkerer Zusammenhang aufgezeigt werden. Mit einer zunehmenden Sprungweite ergeben sich geringere Werte bei den Belastungsparametern.

Noch uneinheitlicher zeigen sich die Zusammenhänge zwischen den Sprungparametern und den maximalen Gelenkmomenten (vgl. Tab. 5.13). Selbst innerhalb einer Gruppe kann sich die Richtung des Zusammenhangs von Gelenk zu Gelenk umkehren. Allenfalls für die maximalen Gelenkmomente in der Frontalebene lassen sich zwei Tendenzen erkennen:

- Eine zunehmende Sprunghöhe hängt bei beidbeinigen Landungen insbesondere bei Volleyballspielern mit einer Zunahme des Gelenkmoments zusammen.
- Bei einbeinigen Landungen von Handballspielern korreliert die Sprungweite mit geringeren Gelenkmomenten.

Tab. 5.13: Korrelationen zwischen den Sprungparametern und Belastungsparametern der Gelenkmomente bei beidbeinigen (b) und einbeinigen (e) Landungen für Hand- (H) und Volleyballspieler (V)

		Sagittalebene			Frontalebene		
		SG	KG	HG	SG	KG	HG
Höhe	V	b (N = 16)	.25	.53	.38	.18	.81**
		e (N = 13)	.19	.23	-.19	.35	.23
	H	b (N = 16)	-.31	.38	-.11	.40	.42
		e (N = 13)	-.35	-.09	-.58	.01	-.13
Weite	V	b (N = 16)	.21	.17	.11	.04	.44
		e (N = 13)	.44	-.24	-.32	-.15	-.08
	H	b (N = 16)	.00	.41	.21	.32	.21
		e (N = 13)	.24	-.24	-.15	-.40	-.58

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$

Neben den dynamometrischen Zusammenhängen lassen sich weitere signifikante kinematische Zusammenhänge für beide Gruppen sowohl hinsichtlich der Sprunghöhe als auch der Sprungweite nachweisen. Zunächst werden die Gruppen einzeln nach sportartspezifischen Zusammenhängen untersucht. Um generelle, von der Sportart unabhängige Zusammenhänge

aufzuzeigen, werden bei einheitlicher Tendenz beide Gruppen zusammengefasst und die Ergebnisse dieser zusammengefassten Gruppe dargestellt:

- Mit zunehmender **Sprunghöhe** verringert sich der minimale Gelenkwinkel im Sprunggelenk bei beidbeinigen Landungen von Hand- und Volleyballspielern ( $N = 32$ ,  $r = -.41$ ,  $2p = .02$ ). Die gleiche Tendenz ist ebenfalls bei einbeinigen Landungen zu erkennen ( $N = 26$ ,  $r = -.34$ ,  $2p = .08$ ). Zudem gilt dieser Zusammenhang auch für den minimalen Kniewinkel bei einbeinigen Landungen ( $N = 26$ ,  $r = -.40$ ,  $2p = .04$ ). Im Gegensatz zu den Handballspielern ist bei den Volleyballspielern bei beidbeinigen Landungen ein positiver Zusammenhang von Sprunghöhe und Flexion im Kniegelenk nachzuweisen ( $N = 16$ ,  $r = .55$ ,  $2p = .03$ ).
- Für einbeinige Landungen gilt für beide Gruppen: Je höher der Sprung ist, desto länger dauert die Landebewegung ( $N = 26$ ,  $r = .40$ ,  $2p = .04$ ).
- Für den Zusammenhang mit dem Zeitpunkt des Fersenaufsatzes gilt für beidbeinige Landungen sowohl für Handballspieler ( $N = 16$ ,  $r = -.53$ ,  $2p = .03$ ) als auch für Volleyballspieler ( $N = 16$ ,  $r = -.75$ ,  $2p < .01$ ): Je höher der Sprung ist, desto früher erfolgt das Aufsetzen der Ferse. Für einbeinige Landungen hingegen gilt dieser Zusammenhang nicht.
- Ein positiver Zusammenhang bei Hand- und Volleyballern (beidbeinige Landung:  $N = 32$ ,  $r = .4$ ,  $2p = .03$  und einbeinige Landung:  $N = 26$ ,  $r = .44$ ,  $2p = .02$ ) ist bezüglich der medial-lateralen Kniebewegungen festzustellen: Je höher gesprungen wird, desto größer sind die medial-lateralen Bewegungen sowohl für die lateralen Bewegungen nach Fersenaufsatz als auch für die darauf folgenden medialen Kniebewegungen.
- Bei einer zunehmenden **Sprungweite** sind geringere mediale Kniebewegungen festzustellen. Dies zeigt sich am deutlichsten bei einbeinigen Landungen von Hand- und Volleyballern ( $N = 26$ ,  $r = -.53$ ,  $2p = .01$ ).
- Für beidbeinige Sprünge von Hand- und Volleyballern gilt: Je weiter der Sprung erfolgt, desto früher wird die Ferse aufgesetzt ( $N = 32$ ,  $r = -.44$ ,  $2p = .01$ ). Eine gegenteilige Tendenz liegt hingegen bei einbeinigen Landungen von Handballspielern vor ( $N = 13$ ,  $r = .63$ ,  $2p = .02$ ).
- Ein signifikanter Zusammenhang zwischen Sprungweite und Winkelparametern ist nur für Handballspieler gegeben. Bei größerer Sprungweite verkleinert sich der minimale Winkel im Sprunggelenk (beidbeinige Landung:  $N = 16$ ,  $r = -.63$ ,  $2p = .01$  und einbeinige Landung:  $N = 13$ ,  $r = -.60$ ,  $2p = .03$ ).



### 5.4.2 Landehärte

Da Hand- und Volleyballspieler nur geringfügige Unterschiede bei der Korrelationsanalyse von Parametern der Landehärte und Belastungsparametern aufweisen, werden beide Gruppen zusammengefasst.

Insbesondere der Parameter Amplitude der Gelenkflexion eignet sich für die Klassifizierung der Landehärte. Dieser weist einen Zusammenhang mit den Parametern der Belastung auf: Mit einer größeren Flexion durchgeführte Landungen weisen eine geringere Belastung auf (Tab. 5.14). Die beiden Landearten (einbeinig und beidbeinig) unterscheiden sich nur geringfügig.

Tab. 5.14: Korrelationen zwischen der Flexion im Kniegelenk und Parametern der Belastung für beidbeinige ( $N=32$ ) und einbeinige ( $N=26$ ) Landungen

	Kraftmaximum			HIC			Kraftrate		
	SG	KG	HG	SG	KG	HG	SG	KG	HG
<b>beidbeinig</b>	-.27	-.27	-.25	-.42	-.45*	-.44*	-.19	-.19	-.21
<b>einbeinig</b>	-.27	-.28	-.38	-.42	-.41	-.41	-.13	-.13	-.13

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$

Da die Parameter Flexion und minimaler Gelenkwinkel stark zusammenhängen (beidbeinige Landung:  $N = 32$ ,  $r = -.91$ ,  $2p < .01$  und beidbeinige Landung:  $N = 26$ ,  $r = -.89$ ,  $2p < .01$ ), gilt hierfür ein entsprechender Zusammenhang. In Bezug auf den Gelenkwinkel zu Landebeginn ist die gleiche Tendenz gegeben, jedoch können keine signifikanten Zusammenhänge festgestellt werden.

Betrachtet man die Parameter der Landetechnik, sind mehrere signifikante Zusammenhänge zu erkennen. Im Einzelnen ergibt sich:

- Eine zunehmende Flexion im Kniegelenk führt zu einer längeren Landedauer (beidbeinige Landung:  $N = 32$ ,  $r = .43$ ,  $2p = .01$  und einbeinige Landung:  $N = 26$ ,  $r = .56$ ,  $2p < .01$ ), die wiederum mit kleineren Gelenkwinkeln zusammenhängt.
- Eine größere Flexion im Kniegelenk führt auch zu größeren medialen und lateralen Ausweichbewegungen ( $N = 32$ ,  $r = .42$ ,  $2p = .10$ ).
- Bei einbeinigen Landungen führen Landungen, die mit größeren Kniewinkeln eingeleitet werden, zu größeren medialen und lateralen Ausweichbewegungen ( $N = 26$ ,  $r = .39$ ,  $2p = .05$ ), aber zu einem späteren Fersenaufsatz ( $N = 26$ ,  $r = .30$ ,  $2p = .14$ ), so dass sich insgesamt auch die Landedauer verlängert.

### 5.4.3 Zeitpunkt des Fersenaufsatzes

Eine genauere Betrachtung der Landebewegung nach Sprüngen ist im Hinblick auf die Fußstellung beim Aufsetzen des Fußes sinnvoll. Die Fußstellung kann einerseits sehr steil und andererseits sehr flach sein. Eine steile Fußstellung führt bei der Landung erst zu einem Aufsetzen des Vorfußes und einem zeitlich versetzten Aufsetzen des Rückfußes. Der Zeitpunkt für das Aufsetzen des Fußballens liegt bei ungefähr 10-15 ms nach Landebeginn, nach weiteren 30-40 ms kommt es zum Bodenkontakt des Rückfußes. Mit einer zunehmend flacheren Fußstellung verschiebt sich der Zeitpunkt des Aufsetzes vom Rückfuß nach vorn ( $N = 32$ ,  $r = .62$ ,  $2p < .01$ ). Bei einer flachen Fußstellung zu Landebeginn werden Vor- und Rückfuß, also der gesamte Fuß, gleichzeitig bzw. nahezu gleichzeitig aufgesetzt.

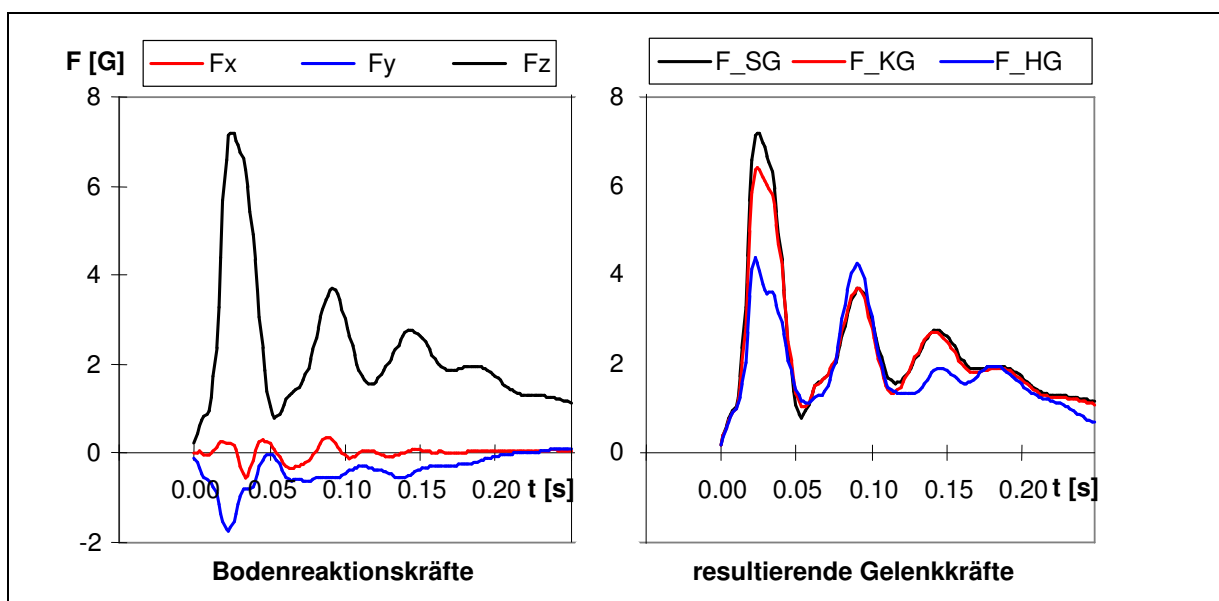


Abb. 5.22: Bodenreaktions- und Nettogelenkkräfte bei Flachfußlandungen

In diesem Abschnitt werden die Unterschiede dieser Landebewegungen, insbesondere hinsichtlich der belastungsrelevanten Parameter analysiert. Ein auffälliges Merkmal ist bei der Bodenreaktionskraft und den Gelenkkräften zu erkennen. Die erste passive Kraftspitze, wie sie bei Vorfußlandungen unabhängig von der Landetechnik im Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft zu erkennen ist und sich in den Kraftverläufen der Gelenke fortsetzt (vgl. Abb. 5.16), fehlt bei Flachfußlandungen (vgl. Abb. 5.22). Als Folge findet ein früheres Aufsetzen der Ferse statt. In diesem Versuch liegt der Zeitpunkt bei 20 ms und damit um 26 ms früher als der im Mittel festgestellte Zeitpunkt des Fersenaufsatzes bei Vorfußlandungen.

Als Kriterien zur Differenzierung von Vorfuß- und Flachfußlandungen werden somit die fehlende erste Kraftspitze und der frühe Zeitpunkt des Fersenaufsatzes herangezogen. Anhand dessen lassen sich von allen 276 ausgewerteten Landungen 45 als Flachfußlandungen

einstufen, die sich auf 14 Probanden verteilen. Bei der Mehrzahl dieser Probanden bilden Flachfußlandungen die Ausnahme. Bei 9 Probanden können eine bis maximal zwei Landungen aus der jeweiligen Sprungreihe den Flachfußlandungen zugeordnet werden. In den restlichen 5 Fällen beträgt der prozentuale Anteil der Flachfußlandungen an allen Landungen des Probanden zwischen 45 % und 100 %. Für einen Vergleich der Belastungsparameter zwischen Vorfuß- und Flachfußlandungen werden diejenigen Probanden ausgewertet, die sowohl Vorfußlandungen als auch Flachfußlandungen gezeigt haben. In der Abbildung 5.23 sind die Belastungsparameter der 9 Probanden mit Vorfuß- und Flachfußlandungen für beidbeinige Landungen gegenübergestellt. Es zeigen sich für alle Gelenke bei den drei Belastungsparametern höhere Werte bei Flachfußlandungen. Zudem lassen sich signifikante Unterschiede bezüglich der Krafrate (HG:  $N = 9$ ;  $t = -3.9$ ,  $2p < .01$ ; KG:  $N = 9$ ,  $t = -3.4$ ,  $2p = .01$ ; SG:  $N = 9$ ,  $t = -3.3$ ,  $2p = .01$ ) und des Kraftmaximums (HG:  $N = 9$ ;  $t = -3.2$ ,  $2p = .01$ ; KG:  $N = 9$ ,  $t = -2.4$ ,  $2p = .05$ ; SG:  $N = 9$ ,  $t = -1.9$ ,  $2p = .09$ ) nachweisen. Interessanterweise sind die Unterschiede bezogen auf die maximale Gelenkkraft für das Sprunggelenk am geringsten. Mit zunehmender Entfernung vergrößern sich die Unterschiede.

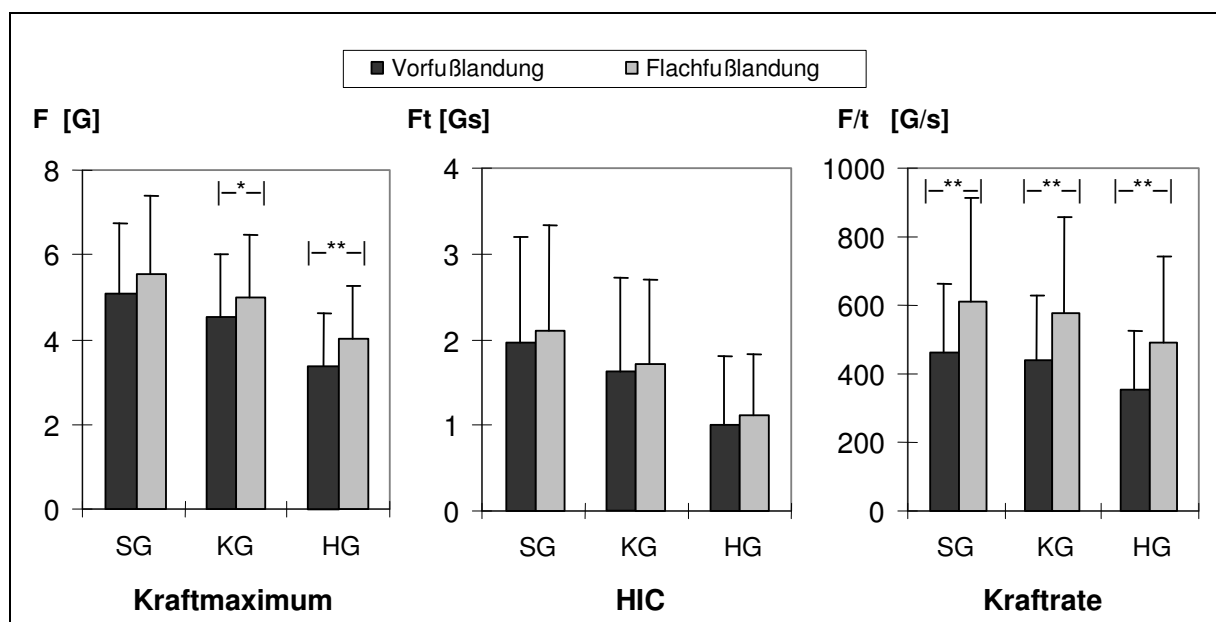


Abb. 5.23: Vergleich der beidbeinigen Vorfuß- und Flachfußlandungen von 9 Probanden

Eine entsprechende Tendenz von größeren Belastungswerten bei Flachfußlandungen liegt auch bei einbeinigen Landungen vor. Jedoch fallen die Unterschiede deutlich niedriger aus. Allerdings können für diesen Teil nur Landungen von 7 Probanden ausgewertet werden.

Aufgrund der geringen Anzahl von Probanden mit Vorfuß- und Flachfußlandungen wird im Weiteren keine Differenzierung in unterschiedliche Gruppen vorgenommen, sondern der Zeitpunkt des Fersenaufsatzes mit anderen Parametern korreliert. Dabei spielen die Zusam-

menhänge mit belastungsrelevanten Parametern eine besondere Rolle. In Tabelle 5.15 ist der Zusammenhang mit Parametern der Gelenkkräfte dargestellt:

Tab. 5.15: Korrelationen zwischen dem Zeitpunkt des Fersenaufsatzes und den Belastungsparametern bei verschiedenen Landarten

	Kraftmaximum			HIC			Kraftrate		
	SG	KG	HG	SG	KG	HG	SG	KG	HG
<b>beidbeinig</b> (N= 32)	-.68**	-.64**	-.53**	-.41	-.37	-.36	-.66**	-.63**	-.48*
<b>einbeinig</b> (N= 26)	-.74**	-.69**	-.54*	-.37	-.32	-.21	-.73**	-.71**	-.65**

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$

Für alle Gelenke ergibt sich ein eindeutiger Zusammenhang zwischen den Belastungsparametern und dem Zeitpunkt des Fersenaufsatzes. Je früher die Ferse aufsetzt, desto höher sind die Werte der Gelenkkraft, der maximalen Kraftrate und des HIC. Die Unterschiede zwischen ein- und beidbeinigen Landungen fallen bei gleicher Richtung sehr gering aus. Für die Gelenkkraft und die maximale Kraftrate erhält man eine Korrelation zwischen -.5 und -.8. Die Kraftrate wird neben der Gelenkkraft auch durch den Zeitpunkt des Maximums bestimmt. Auch für diesen gilt: Je früher die Ferse aufsetzt, desto früher ist das Maximum der Gelenkkräfte erreicht. Der Korrelationskoeffizient des HIC liegt etwas niedriger. Für alle Parameter ist eine Abnahme der Korrelation zu erkennen, je weiter proximal das Gelenk liegt.

Die gleiche Tendenz von höheren Werten der belastungsrelevanten Parameter ist bezüglich der Momente und Patellasehnen- bzw. Auflagekraft der Patella gegeben (vgl. Tab. 5.16). Zum Teil sind die Zusammenhänge jedoch nur sehr gering. Insgesamt zeigt sich, dass die Werte steigen, je früher der Rückfuß auf dem Boden aufsetzt. Statistisch signifikant ist dieser Zusammenhang in der Frontalebene bei ein- und beidbeinigen Landungen bezogen auf das Kniegelenk und bei einbeinigen Landungen bezogen auf das Hüftgelenk.

Die Ausnahme bildet das Beugemoment im Sprunggelenk mit umgekehrtem Zusammenhang. Da die maximale Bodenreaktionskraft niedriger ausfällt, je später die Ferse aufsetzt, das Moment im Sprunggelenk aber ansteigt, muss die Richtung der Bodenreaktionskraft weiter nach vorn gerichtet sein und damit zu einem kleineren Moment im Kniegelenk führen.

Tab. 5.16: Korrelationen zwischen dem Zeitpunkt des Fersenaufsatzes und den Gelenkmomenten sowie der Patellasehnenkraft bzw. Auflagekraft der Patella

	Sagittalebene			Frontalebene			Patellasehnenkraft	Auflagekraft
	SG	KG	HG	SG	KG	HG		
<b>beidbeinig</b> (N=32)	.21	-.27	-.04	-.41	-.53**	-.22	-.05	-.19
<b>einbeinig</b> (N=26)	.27	-.33	-.03	-.31	-.60**	-.57**	-.14	-.43

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$

#### 5.4.4 Seitliche Kniebewegungen

Bezogen auf die seitlichen Kniebewegungen sollen in diesem Abschnitt die Zusammenhänge mit den Belastungsparametern aufgeführt werden. Bei beidbeinigen Landungen zeigt sich ein Zusammenhang der seitlichen Kniebewegung direkt nach dem Aufsetzen der Ferse (Tab. 5.17). Für die Maximalkraft und das HIC ergeben sich kleinere Werte bei größeren Kniebewegungen, die vorwiegend nach lateral gerichtet sind. Insgesamt kann eine Tendenz abgeleitet werden, dass mit größeren seitlichen Kniebewegungen die Werte der Belastungsparameter geringer ausfallen.

Tab. 5.17: Korrelationen zwischen dem Parameter seitliche Kniebewegung nach Fersenaufsatz und Belastungsparametern der Gelenkkräfte

	Kraftmaximum			HIC			Kraftrate		
	SG	KG	HG	SG	KG	HG	SG	KG	HG
<b>beidbeinig</b> (N=32)	-.30	-.30	-.31	-.19	-.14	-.14	-.31	-.30	-.30
<b>einbeinig</b> (N=26)	-.14	-.19	-.19	.03	-.01	-.02	-.13	-.12	-.11

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$

Eine differenzierte Betrachtung der seitlichen relativen Kniebewegungen mit den medial-lateralen Gelenkkräften weist signifikante Zusammenhänge auf (Tab. 5.18). Dabei sind die Zusammenhänge der relativen Kniebewegung nach Aufsetzen der Ferse ( $s_{t_F-t_1}$ ) und der darauf folgenden Kniebewegung ( $s_{t_1-t_2}$ ) umgekehrt gerichtet. Dies erklärt sich daraus, dass die erste Bewegung nach lateral gerichtet ist, während die folgende nach medial weist. Somit sind umgekehrte Zusammenhänge zu erwarten.

Tab. 5.18: Korrelationen zwischen den Parametern der seitlichen Ausweichbewegung und Belastungsparametern der Gelenkmomente bei beidbeinigen (N = 32) und einbeinigen (N = 26) Landungen

		mediale Kraft			laterale Kraft			Adduktionsmoment		
		SG	KG	HG	SG	KG	HG	SG	KG	HG
<b>beidbeinig</b>	$s_{t_F-t_1}$	-.17	-.37	.21	.41	-.16	.32	.05	-.41	.27
	$s_{t_1-t_2}$	-.07	.44*	-.06	-.39	.49*	-.44*	-.37	-.30	-.16
	$s_{Abw}$	.56**	-.48*	.40	.56**	-.39	.45*	.33	-.23	.01
<b>einbeinig</b>	$s_{t_F-t_1}$	-.01	-.30	-.06	.19	-.16	.16	-.04	-.26	-.11
	$s_{t_1-t_2}$	.22	.24	.22	-.36	-.21	-.32	.26	.34	.27
	$s_{Abw}$	.22	-.23	.27	.36	-.42	.44	.33	-.04	.17

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$

Insgesamt lassen sich nur wenige signifikante Zusammenhänge nachweisen. Für einbeinige Landungen und für das Adduktionsmoment sind die Korrelationen sehr niedrig und nicht signifikant. Die Betrachtung beschränkt sich daher auf den Zusammenhang von seitlichen Kräften und Ausweichbewegungen bei beidbeinigen Landungen.

Die Auswirkung der Ausweichbewegung ist in den Gelenken sehr unterschiedlich und im Vergleich von Kniegelenk mit Sprung- und Hüftgelenk genau gegensätzlich: Stärkere Abweichungen des Kniegelenks von der idealen Gelenkachse ( $s_{Abw}$ ) führen zu höheren medialen und lateralen Kräften im Sprung- und Hüftgelenk, aber zu niedrigeren Kräften im Kniegelenk. Dies entspricht der Tendenz, wie sie bei der relativen Kniebewegung nach Fersenaufsatz ( $s_{t_F-t_1}$ ) zu erkennen ist. Die entgegengesetzte Tendenz ist bei der darauf folgenden Kniebewegungen ( $s_{t_1-t_2}$ ) zu erkennen: Höhere Ausweichbewegungen korrelieren signifikant mit höheren medialen und lateralen Kräften im Kniegelenk, während im Sprung- und Hüftgelenk die maximalen lateralen Kräfte niedriger sind.

#### 5.4.5 Landedauer

Die Landedauer lässt sich über die Bodenreaktionskraft oder über kinematische Parameter definieren. In dieser Studie endet die Landebewegung mit dem Ende der Gelenkbewegungen. Naturgemäß hängt sie dadurch mit der Flexion bzw. dem minimalen Gelenkwinkel zusammen: Je länger die Landebewegung dauert, desto größer ist die Gelenkflexion bzw. umso kleiner ist der minimale Gelenkwinkel.

Die Dauer der Landungen variiert sehr stark. Die Bandbreite der Zeitintervalle liegt zwischen 90 und 230 ms bei einer mittleren Landedauer von fast 140 ms.

Für den Zusammenhang mit den Belastungsparametern gilt tendenziell (Tab. 5.19): Mit einer zunehmenden Landedauer verringern sich Gelenkkraft, HIC und maximale Kraftrate. Allerdings sind für beide Landearten keine Signifikanzen nachzuweisen.

Tab. 5.19: Korrelationen zwischen der Landedauer und den belastungsrelevanten Parametern

	Kraftmaximum			HIC			Kraftrate		
	SG	KG	HG	SG	KG	HG	SG	KG	HG
<b>beidbeinig</b> (N=32)	-.21	-.21	-.02	-.26	-.25	-.19	-.06	-.05	-.02
<b>einbeinig</b> (N=26)	-.22	-.21	-.22	-.26	-.25	-.25	-.05	-.06	-.07

\* $2p < .017$ , \*\* $2p < .004$

#### 5.4.6 Nachstellschritte<sup>11</sup>

Bei einem Probanden konnte eine Landebewegung festgestellt werden, die er durchgängig sowohl bei beidbeinigen als auch bei einbeinigen Landungen zeigte und sich im Vergleich zu den anderen deutlich unterscheidet. Dieser Handballspieler stoppte die Landung nicht innerhalb des Landungsschrittes, sondern machte nach dem Sprungwurf noch einen weiteren Schritt. Diese unterschiedliche Landebewegung spiegelt sich auch im Verlauf der Bodenreaktions- bzw. Gelenkkraft wider (Abb. 5.24).

Erkennbar ist ein Kraftverlauf, der nicht dem typischen Verlauf der Bodenreaktionskräfte bei Landungen entspricht, was sich am deutlichsten an der fehlenden Kraftspitze innerhalb der ersten 50 ms festmachen lässt. Dieser Kraftverlauf ist vergleichbar mit Kraftverläufen, die beim Laufen vorzufinden sind.

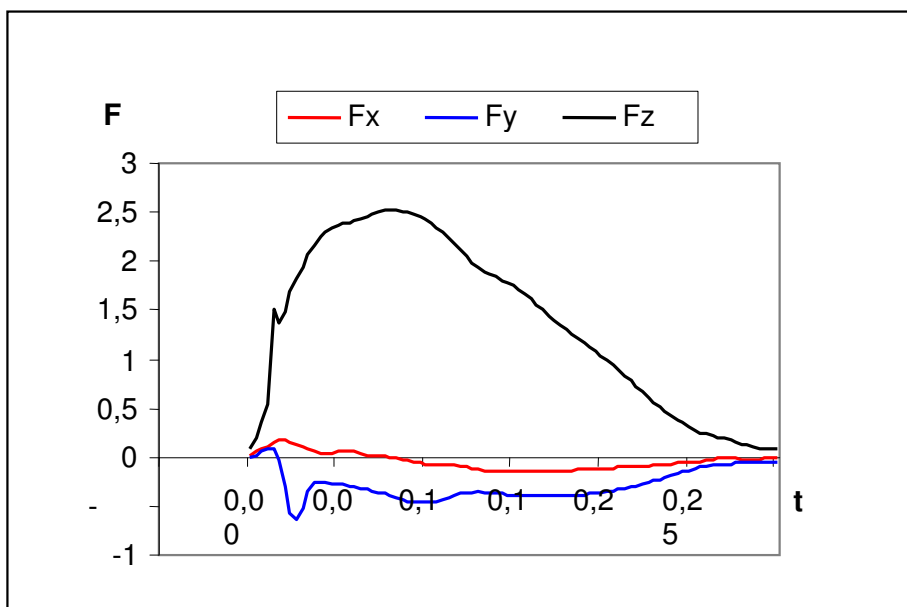


Abb. 5.24: Bodenreaktionskraft bei einer Landung mit Nachstellschritt

Trotz einer Sprunghöhe von 54 cm, die im Durchschnitt aller Handballspieler liegt, und einer größeren Sprungweite, bezogen auf dem Durchschnittswert, sind die Kraftspitzen und Kraftanstiege deutlich niedriger.

Diese Unterschiede zeigen sich auch in den einzelnen Parametern der Gelenke. In der Abbildung 5.25 ist der Vergleich der Gelenkkräfte bei diesem Probanden mit denen anderer Handballspieler aufgeführt.

<sup>11</sup> Aufgrund der Datenlage soll in diesem Abschnitt auf diese Landebewegung näher eingegangen werden. Da jedoch nur ein einzelner Proband diese Form gezeigt hat, wird das Augenmerk auf qualitative Analysen gelegt.

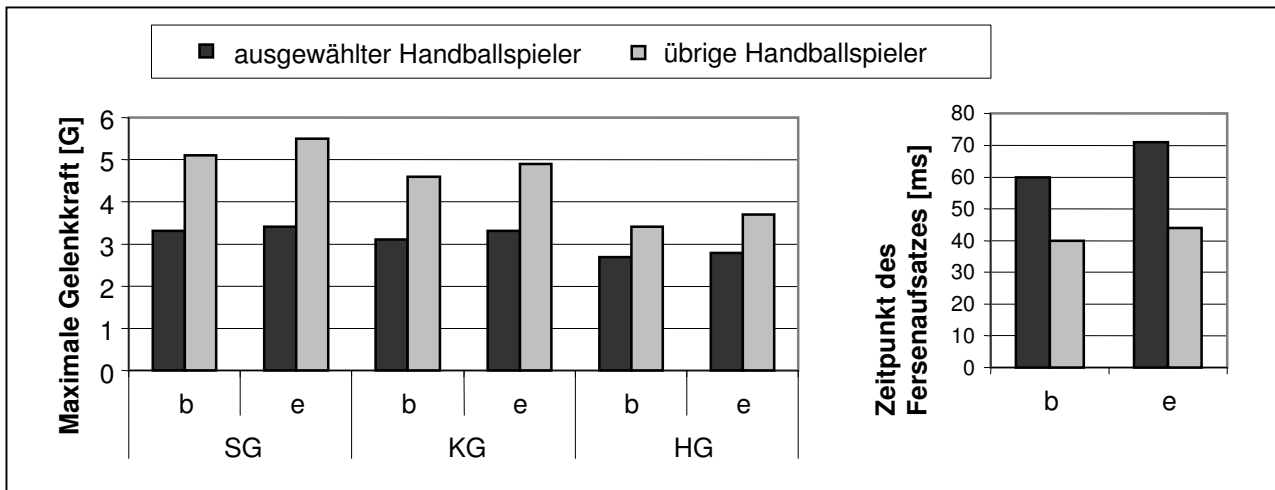


Abb. 5.25: Vergleich der Mittelwerte verschiedener Parameter bei Nachstellschritten von einbeinigen (e) und beidbeinigen (b) Landungen <sup>12</sup>

Bezogen auf den Parameter maximale Gelenkkraft ergeben sich bei Nachstellschritten deutlich geringere Werte. Insbesondere für das Sprung- und Kniegelenk sind die Unterschiede sehr deutlich. Diese Unterschiede können auch für die anderen Belastungsparameter (Kraftrate und HIC) nachgewiesen werden.

Hinsichtlich der kinematischen Parameter unterscheiden sich die Werte nur geringfügig.

#### 5.4.7 Komplexe Zusammenhänge der Parameter

Während in den vorigen Abschnitten einzelne Parameter der Landetechniken im Hinblick auf die Belastung analysiert wurden, ist das Ziel in diesem Abschnitt, die komplexen Zusammenhänge der Parameter aufzuzeigen. Ausgangspunkt bildet die Frage, welche Landetechnik den größten Einfluss auf die Gelenkbelastung ausübt.

Die Analyse erfolgt mit Hilfe einer multiplen linearen Regression. Über das Bestimmtheitsmaß wird dabei der lineare Zusammenhang zwischen den belastungsrelevanten Parametern und den Parametern zur Beurteilung der Landetechnik ermittelt.

Als belastungsrelevanter Parameter zur Beurteilung des Einflusses auf die Gelenkkraft wird die maximale Gelenkkraft ausgewählt. Aufgrund des geringen Zusammenhangs von Parametern der Gelenkmomente (vgl. Kap. 5.2) und Merkmalen der Landetechnik wird auf die Analyse zur Bestimmung des komplexen Zusammenhangs dieser Parameter verzichtet.

Zur Charakterisierung der Sprung- und Landetechniken wird bei mehreren zur Auswahl stehenden Parametern dasjenige Merkmal mit dem höchsten Zusammenhang ausgewählt. Im Einzelnen sind dies:



- Sprung: Sprunghöhe und Sprungweite,
- Fußstellung: Zeitpunkt des Fersenaufsatzes,
- Landehärte: Gelenkflexion bzw. minimaler Gelenkwinkel,
- Ausweichbewegung: medial-laterale Kniebewegung nach Fersenaufsatz.

Da bei beidbeinigen Landungen die Sprungparameter Sprungweite mit dem Zeit des Fersenaufsatzes bzw. Sprunghöhe mit den medial-lateralen Kniebewegungen korrelieren, wird für beidbeinige Landungen die Regressionsanalyse nach Sprungparametern und Parametern der Landetechnik getrennt durchgeführt. Für einbeinige Landungen wird keine Aufteilung vorgenommen, da sämtliche Parameter unabhängig sind. Zwischen den sportartspezifischen Landungen wird nicht differenziert.

Die Ergebnisse bei beidbeinigen Landungen zeigen, dass von den Sprungparametern lediglich der Parameter Sprungweite einen Einfluss auf die maximale Gelenkkraft ausübt. Dieser Einfluss liegt bei unter 20 % und beschränkt sich auf Sprunggelenk und Kniegelenk (Tab. 5.20). Für den Parameter Sprunghöhe kann kein Einfluss auf die maximale Gelenkkraft nachgewiesen werden.

Tab. 5.20: Regressionsanalyse (linear, schrittweise) für beidbeinige Landungen bezogen auf die Sprungparameter; Modellprüfung: abhängige Variable: maximale Gelenkkraft

			nicht standardisierte Koeffizienten		standardisiert Koeffizienten	T	Sign.	R <sup>2</sup>
Modell			B	SE	Beta			
SG	1	(Konstante)	9.063	2.050		4.420	<.001	R <sup>2</sup> = .182
		Sprungweite	.004	.004	.183	1.143	.263	2p = .015
								F <sub>(2, 31)</sub> = 6.656
KG	1	(Konstante)	2.830	.481		5.883	<.001	R <sup>2</sup> = .173
		Sprungweite	.009	.004	.416	2.502	.018	2p = .018
								F <sub>(2, 31)</sub> = 6.262
HG	-							

Bezüglich der Parameter der Landetechnik kann gezeigt werden, dass die maximale Gelenkkraft je nach Gelenk zu 38-51 % erklärt werden kann (Tab. 5.21). Dominierendes Merkmal für alle Gelenke ist der Zeitpunkt des Fersenaufsatzes, dessen Einfluss zwischen 28 % im Hüftgelenk und 40 % im Sprunggelenk liegt. Während die Gelenkflexion noch einen signifikanten Einfluss in Höhe von ungefähr 10 % auf die maximale Gelenkkraft bei allen Gelenken besitzt, ist der Einfluss des Parameters Kniebewegung bei allen Gelenken nicht signifikant.

<sup>12</sup> Bei der Darstellung der Ergebnisse werden ausschließlich Handballspieler einbezogen, da diese Landung nach einem Sprungwurf erfolgte.

Bezogen auf beide Regressionsanalysen kann festgestellt werden, dass der Zusammenhang abnimmt, je weiter proximal die Gelenke liegen.

Tab. 5.21: Regressionsanalyse (linear, schrittweise) für beidbeinige Landungen bezogen auf die Parameter der Landetechnik; Modellprüfung: abhängige Variable: maximale Gelenkkraft

		nicht standardisier- te Koeffizienten		standardisiert Koeffizienten	T	Sign.	R <sup>2</sup>
Modell		B	SE	Beta			
<b>SG</b>	1	(Konstante)	6.758	.563	12.001	<.001	R <sup>2</sup> = .395
		Fersenaufsatz	-50.398	11.391	-4.424	<.001	2p <.001
							F <sub>(5, 31)</sub> = 19.574
	2	(Konstante)	9.443	1.141	8.274	<.001	R <sup>2</sup> = .512
		Fersenaufsatz	-53.601	10.478	-5.116	<.001	2p <.001
		Knieflexion	-.046	.018	-2.635	.013	F <sub>(5, 31)</sub> = 15.197
<b>KG</b>	1	(Konstante)	5.953	.524	11.370	<.001	R <sup>2</sup> = .352
		Fersenaufsatz	-42.783	10.591	-4.039	<.001	2p <.001
							F <sub>(5, 31)</sub> = 16.317
	2	(Konstante)	8.351	1.071	7.799	<.001	R <sup>2</sup> = .468
		Fersenaufsatz	-45.645	9.831	-4.643	<.001	2p <.001
		Knieflexion	-.041	.016	-2.509	.018	F <sub>(5, 31)</sub> = 12.745
<b>HG</b>	1	(Konstante)	4.389	.425	10.326	<.001	R <sup>2</sup> = .281
		Fersenaufsatz	-29.446	8.598	-3.425	.002	2p = .002
							F <sub>(5, 31)</sub> = 11.730
	2	(Konstante)	6.089	.891	6.832	<.001	R <sup>2</sup> = .379
		Fersenaufsatz	-31.475	8.183	-3.846	.001	2p = .001
		Knieflexion	-.029	.014	-2.137	.041	F <sub>(5, 31)</sub> = 8.847

Im Vergleich zu beidbeinigen Landungen weisen die einbeinigen Landungen über alle Gelenke ein größeres Bestimmtheitsmaß auf (Tab. 5.22). Für diese Landeart lässt sich die maximale Gelenkkraft je nach Gelenk zu ungefähr 60 % erklären. Die Tendenz eines niedrigeren Zusammenhangs der proximal gelegenen Gelenke bleibt wie bei beidbeinige Landungen erhalten.

Den größten Einfluss besitzt der Parameter Zeitpunkt des Fersenaufsatzes, der zwischen 30 und 54 % liegt. Weiteren Einfluss haben die Sprungweite und für das Hüftgelenk die Gelenkflexion. Dagegen besitzen die Kniebewegungen nach dem Fersenaufsatz keine Bedeutung.

Tab. 5.22: Regressionsanalyse (linear, schrittweise) für einbeinige Landungen; Modellprüfung: abhängige Variable: maximale Gelenkkraft

Modell		nicht standardisier- te Koeffizienten		standardisiert Koeffizienten	T	Sign.	R <sup>2</sup>
		B	SE	Beta			
SG	1	(Konstante)	9.574	.729	13.138	<.001	R <sup>2</sup> = .540
		Fersenaufsatz	-87.631	16.525	-.735	<.001	2p <.001
							F <sub>(4, 26)</sub> = 28.120
	2	(Konstante)	10.497	.782	13.418	<.001	R <sup>2</sup> = .626
		Fersenaufsatz	-87.601	15.222	-.734	<.001	2p <.001
		Sprungweite	-.007	.003	-.293	.031	F <sub>(4, 26)</sub> = 19.213
KG	1	(Konstante)	8.503	.714	11.906	<.001	R <sup>2</sup> = .469
		Fersenaufsatz	-74.633	16.196	-.685	<.001	2p <.001
							F <sub>(4, 26)</sub> = 17.413
	2	(Konstante)	9.451	.758	12.465	<.001	R <sup>2</sup> = .578
		Fersenaufsatz	-74.509	14.753	-.684	<.001	2p <.001
		Sprungweite	-.007	.003	-.330	.023	F <sub>(4, 26)</sub> = 15.759
HG	1	(Konstante)	5.906	.623	9.483	<.001	R <sup>2</sup> = .293
		Fersenaufsatz	-44.544	14.124	-.541	.004	2p = .004
							F <sub>(4, 26)</sub> = 9.946
	2	(Konstante)	6.765	.654	10.337	<.001	R <sup>2</sup> = .449
		Fersenaufsatz	-44.431	12.734	-.540	.002	2p = .001
		Sprungweite	-.007	.003	-.395	.018	F <sub>(4, 26)</sub> = 9.380
	3	(Konstante)	8.437	.872	9.676	<.001	R <sup>2</sup> = .578
		Fersenaufsatz	-43.146	11.410	-.524	.001	2p <.001
		Sprungweite	-.007	.002	-.398	.009	F <sub>(4, 26)</sub> = 10.039
		Knieflexion	-.031	.012	-.359	.017	

Insgesamt gesehen, kann die maximale Gelenkkraft für beide Landearten zu einem hohen Teil erklärt werden. Für beide Landearten zeigt sich die Tendenz eines geringeren Zusammenhangs, je weiter proximal das Gelenk liegt. Als dominierendes Merkmal unabhängig von der Landeart ist der Zeitpunkt des Fersenaufsatzes zu sehen. Als weitere Parameter üben die Sprungweite und die Gelenkflexion einen Einfluss aus. Dagegen ist der Einfluss von Sprunghöhe und Kniebewegung nicht signifikant.

Somit kann eine Rangfolge hinsichtlich des Einflusses der einzelnen Sprung- und Landetechnikparameter auf die maximale Gelenkkraft bezüglich jeder Landeart angegeben werden. Als Rangfolge ergibt sich für beidbeinige Landungen

1. Fußstellung
2. Landehärte

und für einbeinige Landungen

1. Fußstellung
2. Sprungweite
3. Landehärte.

#### 5.4.8 Ermitteln von Regressionsgleichungen

Das Ziel beim Ermitteln von Regressionsgeraden ist, die Belastung in den Gelenken, die durch die Belastungsparameter definiert wird, vorherzusagen. Bei einer ausreichend hohen Qualität der Anpassung können diese Regressionsgeraden herangezogen werden, um Aussa-

gen zu den belastungsrelevanten Parametern zu ermöglichen. Somit lassen sich allein durch die Auswertung der Bodenreaktionskräfte die Belastungsverhältnisse abschätzen, ohne dass mit Hilfe von Modellrechnungen die Belastungsparameter bestimmt werden.

Die Regressionsgleichungen sollen für die belastungsrelevanten Parameter der Nettogelenkräfte und der Momente für die Gelenke der unteren Extremität bestimmt werden. Um die Güte der Anpassung zu bestimmen, wird als Maß das Quadrat des Korrelationskoeffizienten herangezogen. Bezogen auf die vorliegende Untersuchung kann als ausreichende Güte ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2 \geq .7$  angesehen werden.

Das Ermitteln der Regressionsgleichungen erfolgt auf Grundlage des linearen Zusammenhangs und ist auf alle Sprünge bezogen (vgl. Tab. 5.23). Eine Differenzierung nach den verschiedenen Gruppen wird daher nicht vorgenommen.

Tab. 5.23: Lineare Regressionsanalyse für beid- und einbeinige Landungen: unabhängige Variable: Parameter der Bodenreaktionskraft; abhängige Variable: entsprechender Parameter bezogen auf das jeweilige Gelenk

		beidbeinige Landungen (N = 32)						einbeinige Landungen (N = 26)					
		nicht standardisierte Koeffizienten				stand. Koeff.		nicht standardisierte Koeffizienten				stand. Koeff.	
		Konstante		UV				Konstante		UV			
		b	SE	b	SE	$\beta$	$R^2$	b	SE	b	SE	$\beta$	$R^2$
SG	Kraft	.065	.073	.962	.016	.996	.99**	-.025	.046	.982	.008	.999	1.0**
	HIC	-.012	.007	.961	.004	1.00	1.0**	-.449	.055	.696	.017	.997	.99**
	Rate	-5.302	7.067	.995	.017	.996	.99**	-.782	10.180	1.005	.019	.996	.99**
KG	Kraft	.071	.094	.861	.020	.992	.98**	-.001	.125	.891	.020	.994	.99**
	HIC	-.043	.022	.811	.012	.997	.99**	-.322	.089	.943	.028	.990	.98**
	Rate	.0782	8.511	.922	.020	.993	.97**	-.001	10.386	.939	.019	.995	.99**
HG	Kraft	.270	.237	.609	.051	.910	.83**	.323	.349	.617	.057	.911	.83**
	HIC	-.139	.047	.553	.026	.967	.94**	-.227	.143	1.047	.045	.954	.91**
	Rate	17.685	17.054	.742	.040	.958	.92**	13.323	19.501	.756	.036	.974	.95**

\*\*  $2p < .001$

Trotz einer Verschlechterung der Anpassung der proximal gelegenen Gelenke kann insgesamt eine sehr gute lineare Anpassung bezüglich der Parameter der resultierenden Gelenkkraft angegeben werden. Insbesondere für das Sprung- und Kniegelenk liegt das Bestimmtheitsmaß mit  $R^2 > .97$  sehr hoch. Für die Parameter HIC und Kraftrate fällt das Bestimmtheitsmaß bezogen auf das Hüftgelenk nur geringfügig ab, etwas stärker hingegen beim Parameter Maximalkraft. Dieses ( $R^2 = .83$ ) liegt aber deutlich oberhalb der festgelegten Schranke, so dass eine zuverlässige Vorhersage der maximalen Gelenkkraft mit Hilfe der maximalen Bodenreaktionskraft gewährleistet ist. Die Anpassung für diesen Parameter ist in der Abbildung 5.26 verdeutlicht.

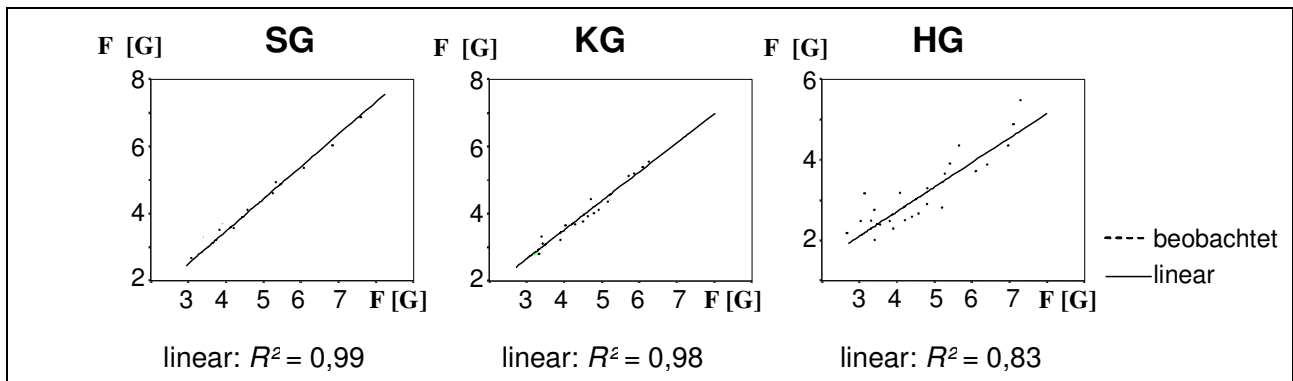


Abb. 5.26: Kurvenanpassung für das Maximum der resultierenden Gelenkkraft im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk

Keine Möglichkeit, eine annähernd zuverlässige Vorhersage geben zu können, ist für die Parameter der Gelenkmomente sowie für die Patellasehnen- bzw. Auflagekraft der Patella gegeben. Eingeschlossen sind darin sowohl die maximalen Gelenkmomente bzw. Kräfte als auch die Impulse. Als Beispiel sind die Bestimmtheitsmaße des Flexionsmoments aufgelistet (Tab. 5.24).

Tab. 5.24: Größtmögliche Anpassung mithilfe des (kubischen) Bestimmtheitsmaßes

	Flexionsmoment				Adduktionsmoment				
	Maximum $R^2$	Variable	Impuls $R^2$	Variable	Maximum $R^2$	Variable	Impuls $R^2$	Variable	
<b>SG</b>	0,32	F	0,53	$\int F^{1,5}$	0,31	F_akt	0,09	F	F: Kraftmaximum F_akt: aktives Kraftmaximum Fx: mediales Kraftmaximum $\int F^n$ : Integral (vgl. Abschnitt 4.4.1)
<b>KG</b>	0,15	$\int F^{1,5}$	0,19	Impuls	0,45	F <sub>x</sub>	0,18	Impuls	
<b>HG</b>	0,11	$\int F^{2,5}$	0,40	$\int F^{2,5}$	0,40	F_akt	0,50	Krafttrate	

Die unterschiedlichen Variablen liefern das höchste Bestimmtheitsmaß für den jeweiligen Zusammenhang. Dennoch ist nicht annähernd die Möglichkeit einer Vorhersage gegeben. Der höchste erzielte Wert liegt mit  $R^2 = .5$  deutlich unterhalb der festgelegten Schranke. Dies bezieht auch die weiteren Parameter der Momente sowie diejenigen der Patellasehnen- und Auflagekraft mit ein.

Insgesamt lässt sich für die Parameter der resultierenden Gelenkkraft eine sehr gute Annäherung erzielen. Damit ist die Möglichkeit einer Vorhersage der Parameter der Gelenkkräfte über die Bodenreaktionskräfte gegeben. Diese zuverlässige Vorhersage existiert allerdings weder für die Parameter der Gelenkmomente noch für die Patellasehnen- bzw. Auflagekraft der Patella.

## 6 Diskussion

Die auftretenden hohen Bremskräfte bei Landungen sind für Steele und Milburn (1988) und Fredberg und Bolvig (1999) ein Hauptfaktor für die große Zahl an Verletzungen im Knie- und Sprunggelenk. Ziel muss es daher sein, die vertikalen wie auch horizontalen Bremskräfte möglichst zu minimieren. Innerhalb dieses Kapitels sollen daher schwerpunktmäßig die unterschiedlichen Sprungarten sowie weitere Einflussgrößen im Hinblick auf die Belastung diskutiert werden. Ferner werden Möglichkeiten aufgezeigt, inwieweit die Belastung der unteren Extremität bei Landungen reduziert werden kann. Zu erwähnen ist, dass die vorliegende Untersuchung ein Quasiexperiment ist, dessen Ergebnisse noch durch ein Experiment abgesichert werden müssen.

### 6.1 Die Belastung der Gelenke bei Landungen

Bei der Landung nach handball- und volleyballspezifischen Sprüngen wirken unterschiedliche Belastungen auf den Körper, die mithilfe verschiedener Parameter erfasst werden sollten. Die dominierende Rolle spielt sicherlich die maximale Gelenkkraft (Maximalwert). Von weiterer Bedeutung sind das Head-Injury-Criterion (Maximalwert und Dauer der Belastung) und die Krafrate (die Änderungen der auftretenden Kräfte). Als maximale Gelenkkraft werden im Mittelwert 4,5 G festgestellt, die höchsten Kraftspitzen liegen mit über 9 G allerdings doppelt so hoch. Für das HIC und die Krafrate ergeben sich Mittelwerte von 1,6 Gs bzw. 185 G/s, die Spitzenwerte erreichen mehr als das Doppelte.

Zur Beurteilung der Belastung der unteren Extremität bei Landungen sind in der Literatur verschiedene Angaben zu finden. Nach der von Diessner et al. (1985) vorgenommene Einteilung für gute ( $< 4$  G) und schlechte ( $> 4$  G) Landungen in Bezug auf die Bodenreaktionskräfte sind fast zwei Drittel aller Landungen dieser Untersuchung der zweiten Gruppen zuzuordnen. Allerdings kann die ausschließliche Betrachtung auf Bodenreaktionskräfte zur Beurteilung von guten und schlechten Landungen nur eine Orientierung sein, aber nicht die tatsächliche Höhe der Gelenkbelastung angeben. Auch die von Stein und Rauscher (1989) geforderte Nivellierung der Bodenreaktionskraft bei Landungen bezieht sich nur auf äußere Kräfte und kann damit lediglich als Anhaltspunkt dienen. Für eine Einschätzung der Belastung der Gelenke sind notwendigerweise die in den Gelenken tatsächlich auftretenden Kräfte zu bestimmen.

Die berechneten Gelenkkräfte betragen im Mittelwert 4,4 G für das Sprunggelenk, 3,9 G für das Kniegelenk und 3,0 G für das Hüftgelenk. Ebenfalls reduzieren sich die Werte der Pa-

parameter HIC und Krafrate. Diese Reduktion kann für alle Parameter statistisch abgesichert werden. Damit kann die jeweilige Hypothese (1.2, 1.3 und 1.4) von geringeren Belastungen bei proximaler gelegenen Gelenken hinsichtlich der resultierenden Nettogelenkkraft angenommen werden.

Eine differenzierte Betrachtung der Nettogelenkkräfte nach den drei Koordinatenrichtungen zeigt, dass im Durchschnitt die vertikalen Kraftspitzen im Bereich von 3 G liegen, die Kraft im Kniegelenk (3,3 G) aber geringfügig höher ist als im Sprunggelenk. Die horizontalen Kräfte liegen unterhalb der vertikalen Kräfte und nehmen nach proximal ab. Hingegen sind die Kräfte in medial/lateraler Richtung nahezu konstant und erreichen Werte im Bereich von 0,5 G. Die Hypothese (1.1) bezogen auf die einzelnen Koordinatenrichtungen muss daher abgelehnt werden.

Ebenfalls muss die Hypothese (1.5) hinsichtlich der Gelenkmomente abgelehnt werden, da die größten Momente in Knie- (8,0 Gm) und Hüftgelenk (7,7 Gm) auftreten.

Für die erste allgemeine Forschungshypothese “Die Belastung bei Landungen reduziert sich im Körper von den distalen zu den proximalen Gelenken“ folgt daraus, dass diese nur für die resultierende Gelenkkraft beibehalten werden kann. Die Verringerung der Gelenkkräfte lässt den Schluss zu, dass bestimmte Körperstrukturen die Gelenkkräfte reduzieren und damit Belastungen ausgesetzt sind. Dies gilt insbesondere für das Kniegelenk; insofern wird auch der Schwerpunkt der Betrachtung auf diesen Bereich gelegt.

Neben der Modellrechnung ist durch das Ermitteln von Regressionsgleichungen eine weitere Möglichkeit gegeben, die Gelenkbelastung direkt abzuschätzen. Hier konnte gezeigt werden, dass die belastungsrelevanten Faktoren wie die maximalen Gelenkkräfte, das Head-Injury-Criterion und die Krafrate für alle drei Gelenke unabhängig vom sportartspezifischen Sprungstil sehr gut über den jeweiligen Parameter der Bodenreaktionskraft abgeschätzt werden können. Die hohen Werte von  $R^2 > .91$  (mit lediglich einer Ausnahme) zeigen, dass die Belastungsparameter sehr stark mit der Bodenreaktionskraft zusammenhängen. Andere Parameter wie, z.B. die Beschleunigung der Gelenke, spielen nur eine untergeordnete Rolle. Aufgrund der geringen Masse des Sprunggelenks, die als Produkt mit der Beschleunigung in das Modell für die Berechnung der Kraft im Sprunggelenk eingehen, konnte dieses Ergebnis für das Sprunggelenk vermutet werden, nicht jedoch für die weiteren Gelenke. Die in dieser Studie festgestellten Werte des Bestimmtheitsmaßes für das Knie- und Hüftgelenk liegen noch höher als die von Natrup (1997, S. 91) veröffentlichten Werte, der allerdings die Stützphase beim Langstreckenlauf analysiert. Hieraus lässt sich folgern, dass beim Langstreckenlauf im Gegensatz zur Landebewegung nach sportartspezifischen Sprüngen die Beschleunigung im Knie- und Hüftgelenk stärkeren Einfluss besitzt.

Einschränkend muss erwähnt werden, dass dieser Zusammenhang nur für die Nettogelenkkräfte festgestellt wird und nicht für die tatsächlich im Gelenk auftretenden Kräfte.

Anders als bei den Nettogelenkkräften ist die Möglichkeit, die Gelenkmomente vorhersagen zu können, nicht gegeben. Dies zeigt, dass die Gelenkmomente nicht vorrangig durch die Parameter der Bodenreaktionskraft bestimmt sind. Offensichtlich besitzen andere Parameter mindestens so viel Einfluss auf die Höhe der Gelenkmomente.

## **6.2 Möglichkeiten zur Reduktion von Belastungen**

Die Ergebnisse bestätigen die im Vorfeld geäußerte Vermutung einer hohen Belastung bei Landungen. Diese ist in allen Gelenken vorzufinden und umfasst sowohl die verschiedenen Sprünge als auch die unterschiedlichen Landearten. Im Hinblick auf eine Reduktion der Belastung bei Landungen werden daher die Merkmale der Landetechnik sowie weitere Einflüsse diskutiert.

### **6.2.1 Parameter der Landetechnik**

Zu den Einflussfaktoren auf die Belastung bei der Landung zählen dem Sprung zugeordnete Merkmale wie Höhe und Weite sowie auf die Landetechnik bezogene Merkmale wie Landedauer, Landehärte, Zeitpunkt des Fersenaufsatzes, Ausweichbewegungen, ein- oder beidbeinige Landungen sowie Nachstellschritte.

#### **Sprunghöhe und –weite**

Bei einer steigenden *Sprunghöhe* steigt der Landeimpuls an, womit zu erwarten ist, dass auch die Belastung bei einer derartigen Landung zunimmt. Der in der Literatur (Dufek & Bates, 1990; Liebermann & Godman, 1991; McNitt-Gray, 1993; Caster, 1998) aufgezeigte deutliche Zusammenhang von Sprunghöhe und zunehmender Belastung kann in dieser Größenordnung nicht bestätigt werden. Damit kann die Hypothese (3.1) nicht angenommen werden. Während der Zusammenhang für beidbeinige Landungen nur sehr gering ausfällt, ist er für einbeinige Landungen deutlicher und kann hinsichtlich des Belastungsparameters „Krafrate“ als signifikant nachgewiesen werden. Hierfür sind vor allem zwei Gründe zu nennen:

##### **1. Unterschiede in den Sprunghöhen**

Bei den genannten Untersuchungen betragen die Unterschiede der Fallhöhe zwischen den einzelnen Sprungstufen 30-40 cm, so dass die gesamte Differenz zwischen niedrigster und höchster Stufe bis zu einem Meter erreichen kann. In dieser Studie treten deutlich geringere Unterschiede auf. Intrapersonell sind teilweise Höhenunterschiede von wenigen Zentimetern zu messen.



## 2. Unterschiedliche Landetechniken

Wie im Abschnitt 5.4.7 gezeigt wurde, üben verschiedene Landebewegungen, wie z.B. die Gelenkflexion und der Zeitpunkt des Fußaufsatzes, einen stärkeren Einfluss auf die Belastung aus. Zudem zeigt sich, dass mit der Sprunghöhe auch die Landetechnik verändert wird. Eine Zunahme der Sprunghöhe führt zu einem möglicherweise muskulär bedingten, früheren Aufsetzen der Ferse, wodurch eine Zunahme der Belastung zu erwarten ist. Auf der anderen Seite wird die Landung mit einem geringeren Kniewinkel eingeleitet und mit einer stärkeren Flexion im Laufe der Landung durchgeführt, was sich auch in einer längeren Landedauer widerspiegelt. Insgesamt gesehen kommt es daher zu einer weicheren Landung. Dieser Effekt hebt somit den des Fußaufsatzes zum Teil wieder auf und in den Gelenken ist nur eine geringe Zunahme bei den Belastungsparametern festzustellen.

So gesehen kann eine Landung trotz größerer Sprunghöhe zu einer gleich großen oder auch niedrigeren Belastung führen. Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass die Differenz in der Sprunghöhe relativ gering ist. Mit einer Zunahme dieser Differenz ist zu erwarten, dass dieser Parameter im Vergleich zu den anderen an Bedeutung gewinnt. Die hier aufgezeigten Ergebnisse stehen daher nicht im Widerspruch zu den in der Literatur genannten.

Bei einbeinigen Landungen zeigt sich, dass bei einer Zunahme der Sprunghöhe trotz eines leicht späteren Aufsetzens der Ferse und einer stärkeren Flexion im Sprung- und Kniegelenk die Belastungen steigen. Das Merkmal Sprunghöhe besitzt somit einen größeren Einfluss hinsichtlich der Belastung als bei beidbeinigen Landungen.

Neben den Nettogelenkkraften sind bei der Diskussion der Gelenkbelastung auch die Gelenkmomente einzubeziehen. Auf eine Zunahme der tatsächlich in den Gelenken auftretenden Kräfte weist das erhöhte Beugemoment hin. Über eine zunehmende Kraftentwicklung der im Kniegelenk wirkenden Beugemuskulatur kann vermutet werden, dass sich die Kräfte im Kniegelenk insgesamt erhöhen.

Bezogen auf die *Sprungweite* kann für beidbeinige Landungen eine größere Belastung festgestellt werden, so dass die Hypothese (3.2) angenommen werden kann. Diese ist dadurch zu erklären, dass einerseits eine insgesamt härtere Landung – durch ein gestreckteres Aufsetzen des Beins und eine geringere Flexion im Sprunggelenk bedingt – durchgeführt wird und andererseits der Fersenaufsatz früher erfolgt.

Bei einbeinigen Landungen kann die geringere Belastung über das spätere Aufsetzen der Ferse erklärt werden.

### **Landedauer**

Mit einer zunehmenden Dauer der Landung lässt sich die Belastung sowohl für beidbeinige als auch für einbeinige Landungen in allen Gelenken reduzieren. Hierdurch wird die von

Stein und Rauscher (1989, S. 87) aufgestellte Forderung nach einem Verlängern der Bremszeit, um die untere Extremität zu entlasten, unterstützt.

Da sich eine weitere Flexion bzw. ein geringerer minimaler Gelenkwinkel auf die Dauer der Landung auswirkt, hängt die Landedauer mit der Landehärte zusammen, auf die im Folgenden näher eingegangen werden soll.

### **Landehärte**

Aus den Ergebnissen lässt sich ein genereller Zusammenhang zwischen der Landehärte und der Belastung in den Gelenken ableiten: Je härter die Landung durchgeführt wird, desto höher ist auch die Belastung. Dieser Zusammenhang ergibt sich unabhängig von der Wahl des Parameters zur Beschreibung der Landehärte.

Diese Ergebnisse eines kontinuierlichen Zusammenhangs stehen auch mit der Literatur im Einklang, in der zwischen mehreren, nach Landehärte eingestuften Gruppen verglichen wird (Stacoff et al., 1987; Nigg, 1980; Dufek & Bates, 1990; DeVita & Skelly, 1992).

Bei Landungen mit relativ gestreckten Beinen, die mit harten Landungen gleichzusetzen sind, wird die kinetische Energie bei der Landung verstärkt über die passiven Strukturen des Körpers aufgefangen. Insbesondere das Skelettsystem mit Knochen und Gelenkknorpel werden hierdurch stark beansprucht. Für Prokop (1981) sind unter anderem harte Landungen eine Ursache für Überlastungsverletzungen.

Bei weicheren Landungen wird die kinetische Energie zunehmend über Muskelarbeit aufgenommen, wodurch sich die Belastung in den anderen Systemen reduzieren kann. Henne (1999, S. 9) hält eine Reduktion von bis zu 50% bei einer gut arbeitenden Muskulatur für möglich. Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen die Überlegungen dahingehend, dass ein schnelles, unkontrolliertes Nach-vorne-Schlagen des Knies zu höheren Winkelgeschwindigkeiten führt und diese mit einer größeren Gelenkbelastung zusammenhängen. Die hohen Winkelgeschwindigkeiten und Winkelbeschleunigungen lassen auf eine hohe Belastung der Knieextensoren schließen (van Husen, Peikenkamp & Nicol, 1999).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass unterschiedliche Systeme die kinetische Energie bei der Landung absorbieren und über die Landehärte durch den Einsatz von Muskeln die Belastung im Hinblick auf die Nettogelenkkräfte reduziert werden kann.

So sollten Landungen mit einer entsprechenden Flexion ausgeführt werden. Ein minimaler Kniewinkel von unter 90°, wie ihn Stein und Rauscher (1989) unter anderem für weiche Landungen fordern, erscheint wegen der zunehmenden Belastung der Patellasehne und des Gelenks nicht sinnvoll. Andererseits bildet ein minimaler Kniewinkel von 110° (Voigt & Richter, 1991) die obere Grenze. Insgesamt empfiehlt sich daher ein Winkel im Bereich von

100°. Somit wird eine Flexion im Kniegelenk von mehr als 60° erreicht, diese hält auch Lafortune (1985) für optimal, um extreme Belastungen der Patella- und Quadricepssehne zu vermeiden.

### **Fußaufsatz**

Die Zeitpunkte des Aufsetzens von Fußballen und Ferse liegen im Durchschnitt bei 14 ms bzw. 44 ms nach dem ersten Bodenkontakt, können bezüglich der Ferse jedoch stark variieren. Dieser Zeitpunkt lässt sich nicht nur als Kraftspitze in der Bodenreaktionskraft erkennen, sondern ist zum Teil auch in den Gelenken nachweisbar. Wie die Ergebnisse zeigen, kommt dem Parameter Zeitpunkt des Fersenaufsatzes eine besondere Bedeutung hinsichtlich Gelenkbelastung zu.

Die in der Literatur (Schmidtbleicher, 1983; Dufek & Bates, 1990; Quade, 1991; DeVita & Skelly, 1992) gestellte Forderung von Vorfußlandungen im Vergleich zu Flachfußlandungen zur Reduktion von Belastungen des Körpers kann aufgrund dieser Studie bestätigt werden. Es gilt dabei der Zusammenhang: Je früher die Ferse aufsetzt, desto höher ist die Belastung. Während dieser Zusammenhang in der Literatur vorrangig aus den Messungen der Bodenreaktionskraft resultiert, kann er hinsichtlich zweier Punkte erweitert werden:

- Mit einem früheren Fersenaufsatz steigt sowohl die äußere Belastung als auch die Belastung in den Gelenken an. Die Abschätzung bezieht sich nicht nur auf die Maximalkraft, sondern auch auf die weiteren, analysierten Belastungsparameter (Kraftrate, HIC, Kniemoment, Patellasehnenkraft).
- Der Zusammenhang gilt für sportartspezifische Landungen sowohl nach einem Handball-Sprungwurf als auch nach einem Volleyball-Schmetterschlag und ebenso für verschiedene Landarten wie ein- und beidbeinige Landungen.

Mit einem Aufsetzen des flachen Fußes entfällt die Möglichkeit des Fußes, den Landeimpuls aufzufangen und damit einerseits die Kraftspitzen zu mindern und zum anderen den Zeitpunkt des Fersenaufsatzes nach hinten zu schieben und dadurch die Kraftrate zu verringern. Diese Reduktion der Kraftspitzen über die Aktivität der Streckmuskulatur wird schon von Dawel (1989) angegeben. Auch DeVita und Skelly (1992) heben hervor, dass alle Segmente zum Dämpfen der Aufprallspitzen dienen. Wie die in Abschn. 5.4.7 dargestellten Ergebnisse zeigen, kristallisiert sich dieses Kriterium im Vergleich zu den weiteren als das dominierende Merkmal heraus.

Aufgrund dessen sind Vorfußlandungen unbedingte Voraussetzung für eine möglichst geringe Belastung bei Landungen.

Zu beachten ist jedoch, dass ein zu großer Winkel im Sprunggelenk beim Vorfußaufsatz zu einer Instabilität führt und damit die Gefahr eines Supinationstraumas in sich birgt (Horst-

mann, 1999). Zwischen den extremen Gelenkstellungen und den daraus resultierenden Problemen ist ein Mittelweg zu suchen, um das optimale Verhältnis zwischen Stabilität und reduzierter Belastung zu finden.

### **Ausweichbewegungen**

Wie die Ergebnisse zeigen, ist die Landebewegung nicht nur auf die Sagittalebene beschränkt, sondern auch in medial-lateraler Richtung, in der Bewegungen von mehreren Zentimetern gemessen werden konnten. Unberücksichtigt bleiben dabei die medial-lateralen Bewegungen vom ersten Bodenkontakt bis zum Aufsetzen der Ferse, da der Fuß in dieser Phase noch durch mögliche Rotation auf dem Vorfuß eine Bewegungsfreiheit besitzt. Nach dem Fersenaufsatz ist der Fuß auf dem Boden fixiert und die Bewegungsfreiheit stark eingeschränkt.

Bei beidbeinigen Landungen korrelieren die lateralen Ausweichbewegungen und die Belastungsparameter negativ miteinander. Diese vorwiegend lateralen Ausweichbewegungen könnten somit die Funktion besitzen, den Weg zum Auffangen des Landeimpulses zu verlängern. Demnach könnten die seitlichen Kniebewegungen die Funktion haben, die Spitzenbelastungen zu verringern. Auf der anderen Seite steigen die maximalen Gelenkkräfte im Sprung- und Hüftgelenk an und steigern somit die Belastungen in den anderen Gelenken. Sind die Kniebewegungen nicht nach lateral, sondern nach medial gerichtet, sind im Kniegelenk auch höhere mediale und laterale Kraftspitzen nachweisbar.

Während Sommer (1989) erhöhte Ausweichbewegungen unter Ermüdungsbedingungen feststellt, zeigen sich in dieser Untersuchung deutliche Ausweichbewegungen, die auch schon im ermüdungsfreien Zustand auftreten. Diese seitlichen Bewegungen variieren im Bereich von mehreren Zentimetern. Sie sind zum einen personenspezifisch und zum anderen sprungspezifisch. Landungen nach Schmetterschlägen weisen größere Ausweichbewegungen auf als Landungen nach Sprungwürfen.

Die aufgrund dieses Modells berechneten Werte berücksichtigen nicht die tatsächlich im Gelenk auftretenden Kräfte, sondern die Nettogelenkkräfte. Wird die Muskelaktivität in die Überlegungen einbezogen, ergeben sich je nach Vorhandensein der Ausweichbewegung unterschiedliche Muskelbeanspruchungen. Zu vermuten wäre bei einer lateralen Kniebewegung eine Muskelschlinge, die über den M. vastus lateralis läuft, während im anderen Fall der M. vastus medialis verstärkt beansprucht würde. Dieses würde bedeuten, dass die Kräfte im Kniegelenk und insbesondere die Scherkräfte zunehmen (vgl. Abb. 6.1). Für Sommer (1988) hängen diese medialen Ausweichbewegungen mit einer Supinations- und leichten Innenrotationsstellung des Fußes bei der Landung zusammen. Diese Valgusstellung des Beins birgt aufgrund der nicht achsengerechten Belastung die Gefahr einer Überlastung.

Ursächlich für eine solche Fehlhaltung sind für Sommer muskuläre Dysbalancen. Eine derart überlastungsträchtige Situation entsteht nach Kremer (1992) am Ende von Sprungserien, also bei Ermüdungsbedingungen, wenn bei der Landung die Körperspannung nicht mehr in dem erforderlichen Maße aufrechterhalten werden kann.

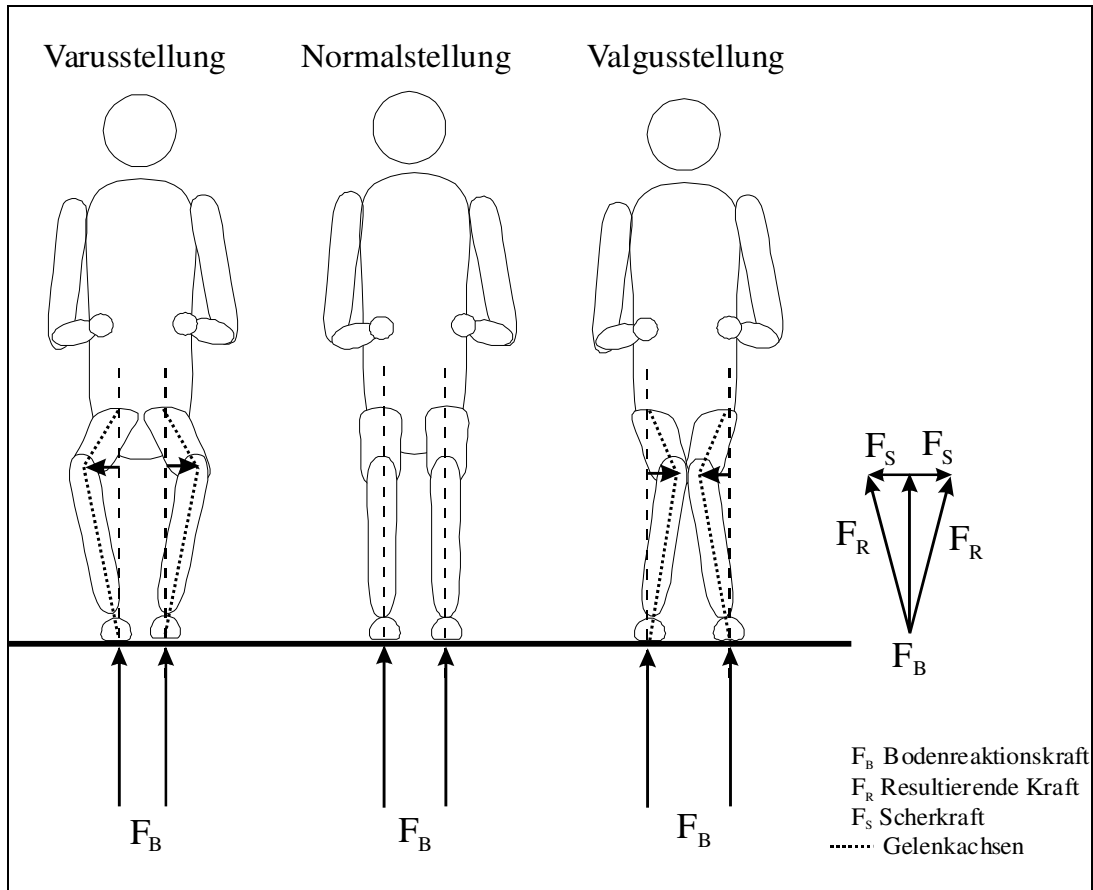


Abb. 6.1: Durch Ausweichbewegungen bedingte Erhöhung der Gelenkkräfte in der Frontalebene

Die im weiteren Verlauf der Landung auftretenden Ausweichbewegungen gehen mit einer zunehmenden Flexion im Kniegelenk einher. Bei einer starken Kniebeugung von mehr als  $90^\circ$  (Steeger, Knappmann, Hartung & Matzanke, 1978) steigt der Anpressdruck der Patella sehr stark an, was zu einer sehr hohen Belastung im Kniegelenk führt. Nicht-axiale Beinachsen, z.B. Varus- oder Valgusstellung, lassen unter diesem Gesichtspunkt auf sehr hohe Belastungen schließen, die als Ursache von Überlastungsschäden gelten können. Zudem ist zu berücksichtigen, dass die Stellung über einen langen Zeitraum gehalten wird und damit ein zusätzlicher Belastungsfaktor gegeben ist.

Trotz der Tatsache, dass unterschiedliche Landebewegungen verschiedene Strukturen des Körpers unterschiedlich belasten, ergeben sich einige Aspekte, wie die Gelenkbelastung geringer gehalten werden kann:

- Die Landebewegung soll möglichst axial ausgeführt werden,
- besonders mediale Kniebewegungen sollten vermieden werden, da sie direkt mit einer höheren Belastung der passiven Strukturen zusammenhängen.

An dieser Stelle zeigt sich insbesondere, dass eine Betrachtung der Belastung während der Landebewegung in allen drei Raumkoordinaten nötig ist. Eine Reduzierung des Modells und der Ergebnisse auf die Sagittalebene lässt wesentliche Aspekte unberücksichtigt.

### **Ein- und beidbeinige Landungen**

Obwohl bei beidbeinigen Landungen höher gesprungen wurde, liegt die Belastung bei einbeinigen Landungen deutlich höher. Dieser Zusammenhang lässt sich für alle erhobenen Belastungsparameter nachweisen. Die Hypothese (6.1) einer stärkeren Belastung bei einbeinigen Landungen kann damit angenommen werden. Aufgrund der Tatsache, dass bei einbeinigen Landungen der gesamte Landeimpuls mit einem Bein abgefangen werden muss und nicht auf zwei Beine verteilt werden kann, war dieser Unterschied bei den dynamometrischen Parametern zu erwarten. Zusätzliche kinematische Faktoren verstärken zudem den Unterschied. Obwohl bei beiden Landearten die Flexion gleich groß ist, wird die Landung bei einbeinigen Landungen mit einem größeren Kniewinkel eingeleitet. Die Landung ist insgesamt somit härter und führt dadurch auch zu höheren Werten bei den Belastungsparametern.

Das gestrecktere Aufsetzen bei einbeinigen Landungen besitzt vermutlich die Aufgabe, der Landung über ein möglichst frühzeitiges Aufsetzen Sicherheit zu geben und die kinetische Energie über einen längeren Weg abfangen zu können. Der benötigte längere Bremsweg spiegelt sich auch in der stärkeren Flexion im Sprunggelenk und in den größeren, nahezu ausschließlich medialen Ausweichbewegungen bei einbeinigen Landungen wider und lässt aufgrund dieser Überlegungen auf höhere Belastungen schließen.

Insgesamt zeigt sich eine unterschiedliche Kinematik beider Landearten, somit kann die Hypothese (6.2) angenommen werden.

Neben der höheren Belastung spricht auch eine größere Instabilität beim Abfangen des Schwungs gegen diese Landeart. Bei beidbeinigen Landungen kann eine mangelnde Technik kompensiert oder ein Umknicken z.B. durch das Aufsetzen auf dem anderen Fuß unter Umständen vermieden, zumindest aber im Ausmaß vermindert werden.

Aus diesen Gründen sind auch einbeinige Landungen, wie sie in der Literatur empfohlen werden (Käsler, 1980; Trosse, 1995), unbedingt zu vermeiden.

## **Nachstellschritte**

Eine Möglichkeit der Reduktion der Belastung ist durch das Einsetzen von Nachstellschritten denkbar. Diese Nachstellschritte haben den Vorteil, dass der Schwung nicht in einem Schritt abgestoppt werden muss, sondern dass über ein oder zwei weitere Schritte der Impuls gleichmäßig verteilt werden kann. Die Ergebnisse zeigen, dass die Belastungsparameter zum Teil deutlich niedriger liegen als bei Landungen, die mit einem Schritt erfolgen und daher Nachstellschritte als sehr sinnvoll erscheinen lassen.

Hierbei sind jedoch zwei Punkte zu beachten. Erstens ist die hier vorliegende Datenmenge zu gering, um allgemeingültige Aussagen machen zu können. Und zweitens bleibt zu überprüfen, wie hoch die Belastungen beim zweiten Landungsschritt, also dem endgültigen Abstoppen liegen, um eine für den gesamten Landevorgang sinnvolle Abschätzung machen zu können.

Zudem stößt die Möglichkeit des Nachstellschritts in der Praxis auf Schwierigkeiten, da sie sich in den Sportspielen nicht immer durchführen lässt. Während beim Handball Nachstellschritte gegebenenfalls bis zum Abwehrspieler oder beim Tempogegenstoß möglich sind, begrenzt im Volleyball das Netz bzw. die Mittellinie weitere Schritte nach vorn. Um Nachstellschritte durchführen zu können, müsste der Schmetterschlag von weiter hinten erfolgen, was zu einem ungünstigeren Schlagwinkel führt und damit erfolgsmindernd ist.

## **Überprüfung der Hinweise zur Landetechnik**

Um zu eruieren, ob die gegebenen Hinweise hinsichtlich einer optimalen Landung bestätigt werden können, wurde eine Einzelfallanalyse durchgeführt. Ausgewählt wurden jeweils drei beidbeinige handball- und volleyballspezifische Landungen verschiedener Probanden, die nach den gegebenen Hinweisen im optimalen Bereich liegen. Hierzu zählen in der Reihenfolge der Gewichtung:

- ein später Fersenaufsatz,
- größere Gelenkflexion und
- keine Kniestreckung bei Landebeginn.
- Zudem wurde eine Landung mit Nachstellschritten (Pb 11) ausgewählt.

Den Überlegungen nach sind geringere Belastungen in den Gelenken zu erwarten. In der Tabelle 6.1 sind die Parameter der Landetechnik und des Sprungs sowie der Belastungsparameter Kraftmaximum aufgeführt:

Tab. 6.1: Vergleich von Parametern der Landetechnik und der Belastung bei ausgewählten Landungen

	Pb	Sprungparameter		Parameter der Landetechnik				Kraftmaximum		
		Höhe [cm]	Weite [cm]	Landebeginn [°]	Kniewinkel Minimum [°]	Flexion [°]	Zeitpunkt Fersenaufsatz [ms]	SG [G]	KG [G]	HG [G]
<b>H</b>	<b>10</b>	62	228	169	103	66	67	3,9	3,6	2,5
	<b>11</b>	53	145	163	101	62	53	3,3	3,0	2,2
	<b>9</b>	51	165	168	94	74	74	2,4	2,3	2,1
	<b>M</b>	53	169	169	108	61	42	5,3	4,8	3,6
<b>V</b>	<b>26</b>	68	86	162	96	66	56	3,1	2,7	1,9
	<b>24</b>	75	74	163	92	71	72	3,0	2,8	2,5
	<b>23</b>	69	130	159	98	61	54	2,2	2,0	1,7
	<b>M</b>	69	95	162	102	60	42	5,0	4,5	3,5

Die Ergebnisse zeigen, dass die Belastung in den Gelenken trotz gleichen oder höheren Landeimpulses deutlich niedriger ist als die im Mittel auftretende Belastung. Dies gilt sowohl für die ausgewählten handballspezifischen als auch für die volleyballspezifischen Landungen. Die Hinweise zu einer optimalen Landung werden durch diese Einzelfallanalyse bestätigt.

Die Ausführungen dieses Abschnitts machen deutlich, dass unterschiedliche Ausführungen der Landebewegung, die sich mithilfe von Parametern der Landetechnik erfassen lassen, Einfluss auf die Belastung ausüben. Dieser Einfluss der verschiedenen Parameter ist unterschiedlich groß. Die Überprüfung der einzelnen Parameter zeigt, dass die Parameter Zeitpunkt des Fersenaufsatzes und Landehärte generellen Einfluss auf Belastung der Gelenke bei der Landung ausüben, die Hypothesen (2.1 und 2.2) bezüglich dieser beiden Parameter können somit angenommen werden. Der Einfluss der anderen Parameter ist jedoch zu gering oder beschränkt sich nur auf bestimmte Gruppen oder Landearten. Daher muss die jeweilige Hypothese (2.3, 2.4 und 2.5) abgelehnt werden. Generell zeigt sich, dass die Parameter der Landetechnik und die Sprungparameter einen unterschiedlich starken Zusammenhang mit den Belastungsparametern besitzen. Damit kann die Hypothese (4) angenommen werden. Insgesamt gesehen wird die allgemeine zweite Forschungshypothese „Verschiedene Landetechniken üben einen unterschiedlichen Einfluss auf die Belastung aus“ bestätigt. Damit ergeben sich weitreichende Konsequenzen für die Praxis, auf die im abschließenden Abschnitt 6.4 eingegangen wird.

### 6.2.2 Komplexe Darstellung der Einflussfaktoren

Entsprechend den vorherigen Ausführungen ist zu erkennen, dass die Parameter einen Einfluss auf die Belastung in den Gelenken haben. Inwieweit diese Parameter zusammenhängen, soll im Hinblick auf die Belastung in Abbildung 6.2 verdeutlicht werden:



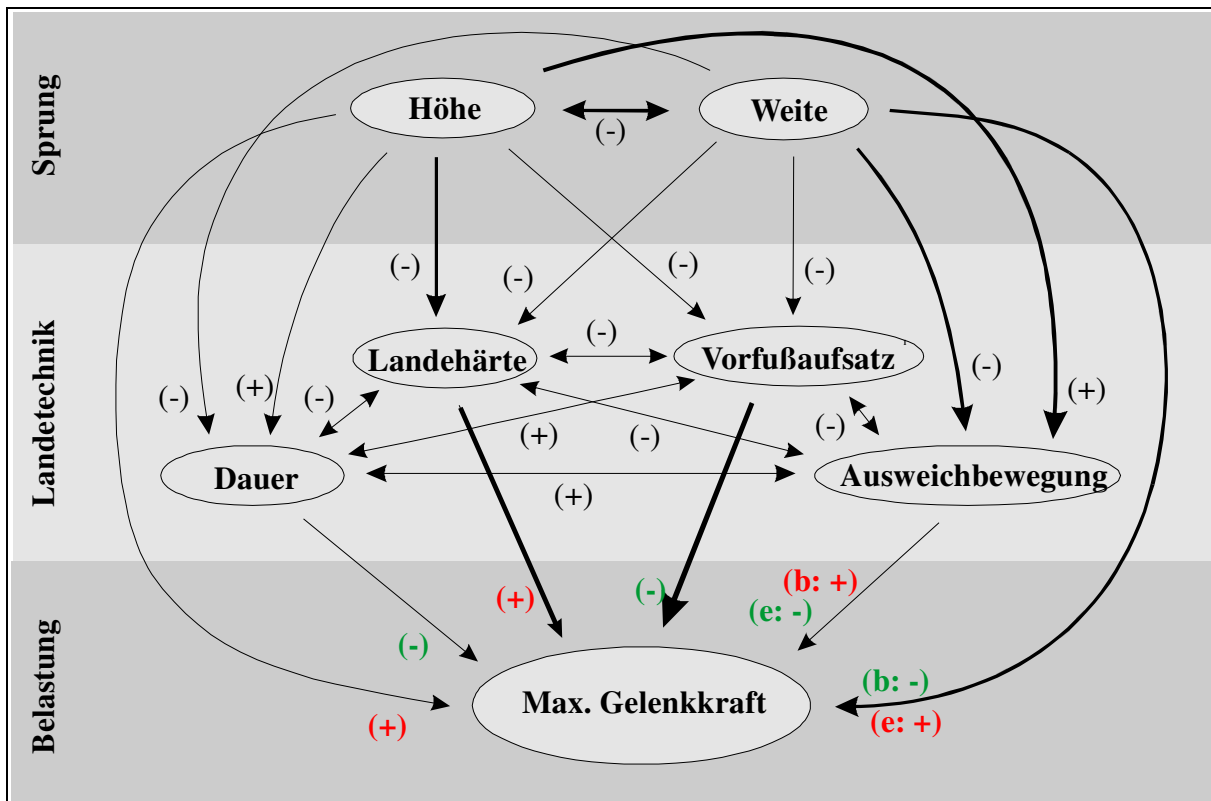


Abb. 6.2: Komplexer Zusammenhang im Hinblick auf die Gelenkkraft. Die Pfeile symbolisieren den Zusammenhang zwischen den Parametern, wobei nach positiven (+) und negativen (-) Zusammenhängen unterschieden wird. Die Größe des Zusammenhangs wird über die zunehmende Pfeildicke verdeutlicht. Bestimmte Zusammenhänge werden aufgrund ihrer logischen Verbindung mit einseitigen Pfeilen gekennzeichnet. Die Sprungparameter Höhe und Weite üben einen Einfluss auf die Parameter der Landetechnik aus, und nicht umgekehrt. Ebenso wird die Belastung der Gelenke durch die Parameter des Sprungs und der Landetechnik beeinflusst. Zusammenhänge, die zunehmende Belastung bedeuten, werden durch die rote Farbe gekennzeichnet. Bei Unterschieden im Hinblick auf die Landeart (beid- und einbeinig) werden beide Zusammenhänge getrennt aufgeführt.

Aus den komplexen Zusammenhängen der Parameter untereinander und in Bezug zur maximalen Gelenkkraft lassen sich mehrere Aspekte festhalten:

- Den dominierenden Einfluss auf die Belastung bei der Landung besitzt die Fußstellung.
- Je nach Landeart – ob ein- oder beidbeinig – beeinflussen verschiedene Parameter, wie die Ausweichbewegung oder die Sprungweite, die Belastung gegensätzlich.
- Die Merkmale beeinflussen die Belastung nicht nur direkt, sondern auch über andere Merkmale. Beispielsweise wird durch das Aufsetzen des Vorfußes die maximale Gelenkkraft direkt reduziert. Zudem führt das Aufsetzen des Vorfußes zu einer längeren Landedauer, die ebenfalls einen verringrenden Effekt auf die Gelenkkraft besitzt.

Da die Parameter des Sprungs und der Landetechnik unterschiedliche Zusammenhänge bezogen auf die Belastungsparameter Gelenkkraft und Gelenkmoment aufweisen, stellt sich für das maximale Gelenkmoment ein verändertes Bild der komplexen Zusammenhänge dar (Abb. 6.3).

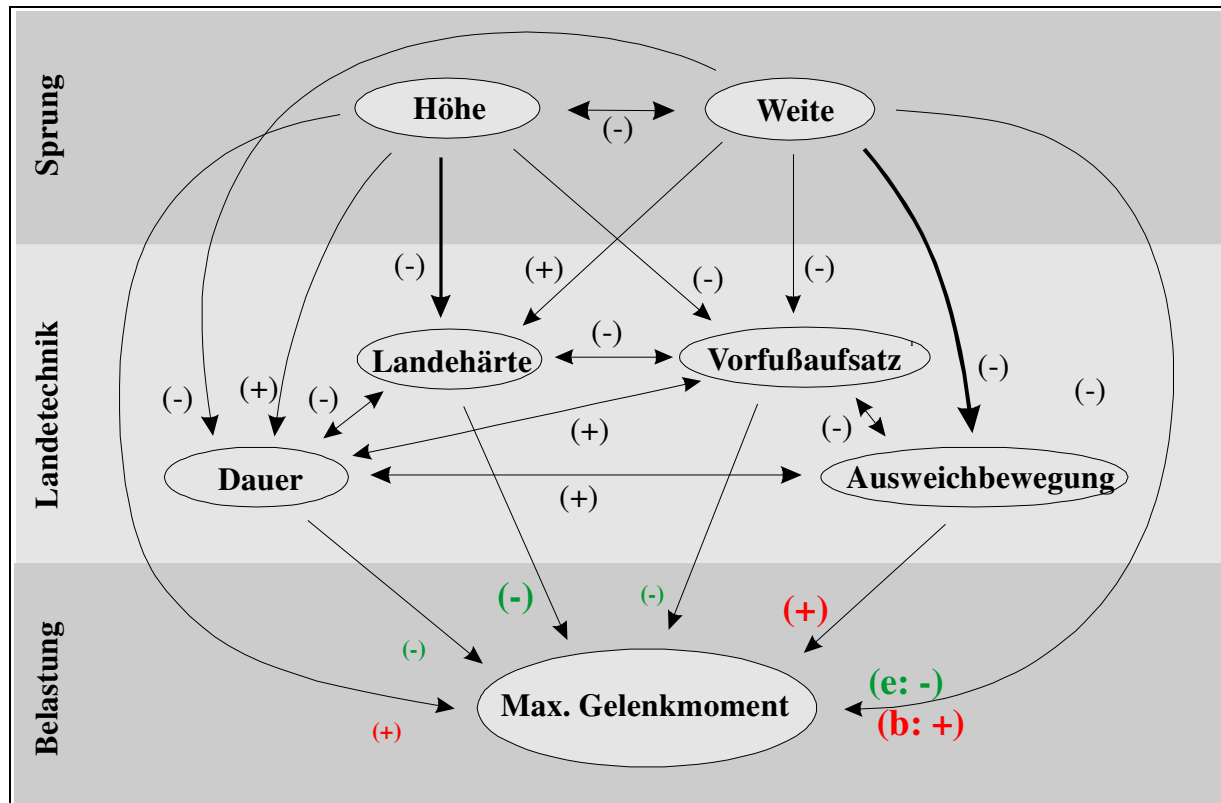


Abb. 6.3: Komplexer Zusammenhang im Hinblick auf das Gelenkmoment (Bei Unterschieden im Vergleich zur vorherigen Abbildung werden diese durch vergrößerte Symbole hervorgehoben.)

Für die Gelenkmomente lassen sich daher folgende Aspekte festhalten:

- Ausweichbewegungen ergeben bei beiden Landearten größere Gelenkmomente.
- Der Einfluss des Fußaufsatzes ist wesentlich geringer.
- Einen entgegengesetzten Einfluss besitzt die Sprungweite im Vergleich zu den Gelenkkraften: Bei beidbeinigen Landungen steigt das Gelenkmoment mit zunehmender Sprungweite an, während es bei einbeinigen Landungen geringer ausfällt.
- Während härter ausgeführte Landungen zu größeren Gelenkkraften führen, wirkt sich die Landehärte in Bezug auf die Gelenkmomente umgekehrt aus. Gerade eine starke Gelenkflexion führt aufgrund längerer Hebel zu größeren Gelenkmomenten und damit zu einer höheren Belastung.

Aus diesen Aspekten ergibt sich die Notwendigkeit, den optimalen Bereich für die Parameter im Einzelnen und im Zusammenhang zu ermitteln. In keinem Fall sollte die Belastung bezogen auf die Gelenkkraften und die Gelenkmomente extrem ausfallen.

### 6.2.3 Einfluss der Bodenbeschaffenheit

Neben den oben genannten Aspekten der Landetechnik spielt die Bodenbeschaffenheit eine weitere Rolle, da auch diese die Belastung bei der Landung beeinflusst. Für die grundsätzlichen Möglichkeiten, Auswahl eines starren, nicht elastischen bzw. eines schwingenden, flächenelastischen Bodens, gibt es unterschiedliche Argumente.

Untersuchungen auf einem flächenelastischen Boden beinhalten die Schwierigkeit der Messung, da das auf dem Boden befestigte Messsystem die Schwingungseigenschaften des Bodens beeinflussen kann. Demgegenüber sind Messungen auf nicht elastischen Böden unproblematisch, besitzen aber den Nachteil, dass unter diesen Bedingungen kein Hallensport ausgeübt wird und damit die in diesen Sportarten auftretende Belastung nur bedingt abgeschätzt werden kann. Für diese Studie wurde aufgrund einer möglichst praxisnahen Umgebung die Untersuchung auf einem Schwingboden durchgeführt und die genannten Schwierigkeiten in Kauf genommen.

Die Unterschiede der verschiedenen Böden und deren Auswirkung auf die erhobenen Messungen soll an einem Beispiel einer Landung nach einem Sprungwurf *eines* Probanden auf einem flächenelastischen und einem nicht schwingenden Boden unter Laborbedingungen verdeutlicht werden (Abb. 6.4.). Die Abbildung zeigt einen unterschiedlichen Verlauf der Bodenreaktionskräfte der Landebewegung, mit Schwingungen in der späteren Landephase beim flächenelastischen Boden, die zu mehreren und größeren aktiven Kraftspitzen führen. Demgegenüber sind die passive Kraftspitze und die Kraftrate niedriger.

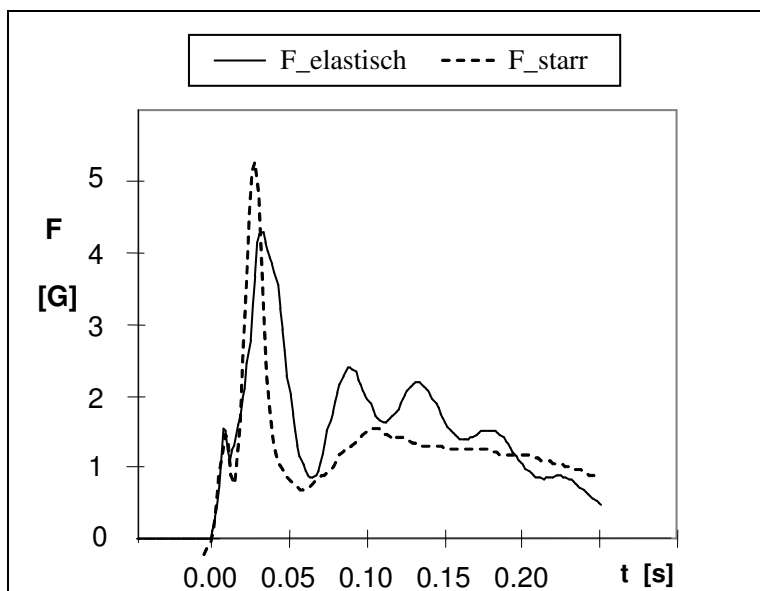


Abb. 6.4: Vergleich der vertikalen Bodenreaktionskräfte bei einer Landung eines Probanden nach einem Sprungwurf auf flächenelastischem (durchgezogene Linie) und nicht elastischem (gestrichelte Linie) Boden

Inwieweit sich die Ergebnisse belastungsrelevanter Parameter beim Vergleich von Landungen auf einem flächenelastischen Boden und einem nicht schwingenden Boden unter Laborbedingungen unterscheiden, zeigen Untersuchungen von Peikenkamp, van Husen und Nicol (1998). Niedrigere passive Kraftspitzen und Krafraten lassen eine niedrigere Gelenkbelastung bei flächenelastischen Böden vermuten.

Eine möglicherweise höhere Belastung bei speziellen Bodenbedingungen kann durch das in dieser Studie gezeigte Auftreten mehrerer lokaler Kraftspitzen gegeben sein, die dem aktiven Bereich zuzuordnen sind. Jedoch liegen diese Werte, sowohl was den Maximalwert als auch die Kraftrate betrifft, deutlich unterhalb denen des passiven Bereichs. Zudem führen Peikenkamp et al. (1999) an, dass die Bedingungen durch das Aufsetzen der Kraftmessplatte auf den Schwingboden für die Interpretation der Belastung für den aktiven Bereich nicht unproblematisch seien, da sich die Bodeneigenschaften verändern und darüber hinaus Sportler ihr Landeverhalten je nach Bodenbeschaffenheit variieren können. Aus diesen Gründen werden diese Belastungen nicht diskutiert.

Insgesamt ist daher davon auszugehen, dass die Belastung auf einem Schwingboden geringer ist als auf einem nicht schwingenden Boden. Aufgrund dieser Ergebnisse wird auch der in der Literatur (Feretti et al., 1984; van Soest et al., 1985; Watkins & Green 1992) genannte Zusammenhang erklärt, wonach die Häufigkeit von Verletzungen mit der Zunahme des Härtegrades der Bodenbeschaffenheit ansteigt.

Diese Ausführungen machen die Problematik deutlich, dass einerseits Messungen unter Laborbedingungen die Belastungssituation bei Hallensportarten nicht realitätsnah widerspiegeln, andererseits Schwierigkeiten bei Messungen auf elastischen Böden und der Interpretation der Parameter existieren. Diese beziehen sich ausschließlich auf die Eingabeparameter, nicht aber auf das entwickelte Modell an sich.

### **6.3 Vergleich der Belastung bei Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen**

Die beiden verglichenen Sprünge weisen eine sehr unterschiedliche Charakteristik auf. Während der bei einem Vorderfeldangriff durchgeführte Schmetterschlag im Volleyball bezüglich der Sprungeigenschaften als hoch und kurz beschrieben werden kann, ist im Handball der Sprungwurf aus dem Rückraum flacher, dafür aber weiter. Beides entspricht den in der Spielsituation geforderten Eigenschaften. Beim Volleyball wird ein günstiger Schlagwinkel mit einer entsprechenden Schlaghöhe erreicht. Beim Handball soll einerseits der gegnerische Abwehrblock überwunden werden, andererseits kann auch durch weitere

Sprünge eine günstigere Wurfposition erzielt werden, indem man am Abwehrblock vorbei springt.

Entsprechend den unterschiedlichen Sprungstilen zeigen sich auch unterschiedliche Belastungen bei den Landungen. Beim Vergleich sportartspezifischer Landungen ergeben sich sehr unterschiedliche äußere Kräfte (Abb. 6.5).

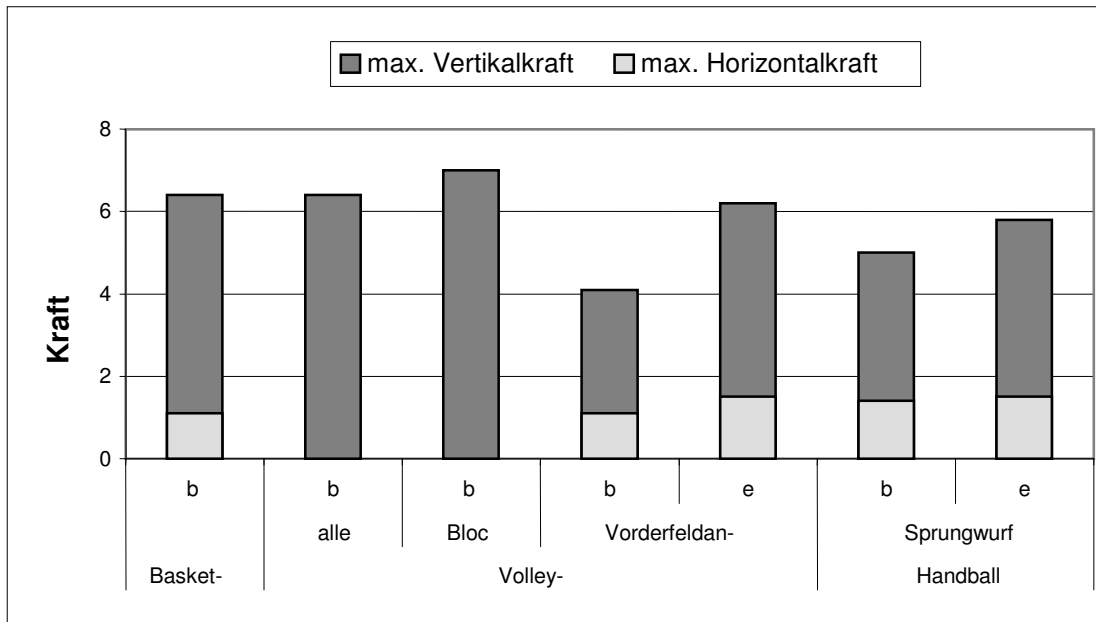


Abb. 6.5: Vergleich der äußeren Belastung bei beidbeinigen (b) und einbeinigen (e) Landungen in verschiedenen Sportspielen (Basketball: McClay et al., 1994; Volleyball alle Sprünge: Nigg, 1988; Volleyball Block: Stacoff et al., 1987; Volleyball-Vorderfeldangriff und Handball-Sprungwurf: eigene Studie)

Die äußeren Belastungen der dargestellten Studie weisen niedrigere vertikale Kraftspitzen im Vergleich mit der Literatur auf, was durch zwei Faktoren erklärt werden kann:

- **Sprunghöhe**  
Aufgrund einer unterschiedlichen Leistungsstärke der Probanden (nationale Spitzensportler und Sportler mittleren Leistungsniveaus) unterscheidet sich auch die Sprunghöhe.
- **Bodenbeschaffenheit**  
Der flächenelastische Untergrund reduziert die Kraftspitzen im Vergleich zum punktelastischen Untergrund.

Während bei beidbeinigen Landungen die Unterschiede sehr deutlich ausfallen, liegen die gemittelten Kraftspitzen der einbeinigen Landungen nur geringfügig niedriger. Zieht man die Einteilung von Diessner et al. (1985) über 4 G für schlechte, d.h. belastende Landungen heran, können die Landungen als sehr belastend eingestuft werden, da auch die Kraftspitzen

in den Gelenken sehr hohe Werte aufweisen. Innerhalb der Gruppen ergeben sich deutliche Unterschiede, so dass in vielen Fällen sehr belastende Sprünge ausgemacht werden können. Diese weisen trotz der von distal nach proximal abnehmenden Kraftspitzen in den Gelenken mehr als das Sechsfache des Körpergewichts im Hüftgelenk auf.

Beim Vergleich der Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen im Volleyball und Handball sind unterschiedliche Belastungsstrukturen erkennbar (Tab. 6.2). Volleyballspieler weisen bei beidbeinigen Landungen nach einem Vorderfeldangriff niedrigere Belastungswerte im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk auf als Handballspieler nach einem Sprungwurf. Dieses Verhältnis kehrt sich allerdings bei einbeinigen Landungen um. Auch für die Gelenkmomente können bei Volleyballspielern höhere Werte festgestellt werden.

Tab. 6.2: Vergleich der Belastung von handball- und volleyballspezifischen Landungen

Belastungsparameter	Landeart	Volleyball Vorderfeldangriff	Handball Sprungwurf
<b>Gelenkkraft</b>	<b>beidbeinig</b>	niedriger	größer
	<b>einbeinig</b>	größer	niedriger
<b>Gelenkmoment</b>	<b>alle Landungen</b>	größer	niedriger

Aufgrund größerer Sprunghöhe wären bei Volleyballspielern nicht nur für die Gelenkkräfte bei einbeinigen Landungen und für die Gelenkmomente höhere Werte zu erwarten gewesen, sondern durchgängig für alle Belastungsparameter und Landearten. Die niedrigeren Belastungen bei beidbeinigen Landungen sind durch den Einfluss der Landetechnik zu erklären (vgl. Abschn. 6.2.2). Vor allem der Fersenaufsatz und die Landehärte können als Einflussfaktoren ausgemacht werden. Volleyballspezifische Landungen weisen einen späteren Fersenaufsatz auf und werden weicher durchgeführt. So erklärt sich durch die unterschiedliche Ausprägung der Technikmerkmale bei Handballspielern und Volleyballspielern auch die auffälligen Belastungsdifferenzen bei ein- und beidbeinigen Landungen (Tab. 6.3).

Tab. 6.3: Vergleich kinematischer Merkmale bei Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen

Technikmerkmal	Volleyball Vorderfeldangriff	Handball Sprungwurf
<b>Fersenaufsatz</b>	später	früher
<b>Landehärte</b>	weicher	härter
<b>Ausweichbewegungen</b>	größer	geringer
<b>Dauer der Landung</b>	länger	kürzer

Diese Ergebnisse zeigen, dass die Hypothesen (5.1 und 5.2), handball- und volleyballspezifische Landungen unterscheiden sich sowohl hinsichtlich der Kinematik als auch bei den

auftretenden Belastungen, angenommen werden können und die dritte allgemeine Forschungshypothese, Handball- und Volleyballspieler unterscheiden sich in ihrem Landeverhalten, bestätigt wird. Aufgrund des unterschiedlichen Landeverhaltens nach handball- und volleyballspezifischen Sprüngen ist zu vermuten, dass dieses Landeverhalten auch differenzierte Auswirkungen auf die Beanspruchung des Körpers hat und sich daher im Verletzungsprofil bei beiden Sportarten widerspiegeln wird.

Die kinetische Energie wird bei der Landung weniger in den Gelenken aufgefangen, sondern vermehrt über die Muskulatur. Entsprechend weisen die weicheren, volleyballspezifischen Landungen auch höhere Gelenkmomente im Hüft- und insbesondere im Kniegelenk auf. Das bedeutet, dass gerade für die Patella- und Quadricepssehne die Belastungen sehr hoch sind. Daher sind Überlastungen eher im Bereich der Muskeln und Sehnen als im Bereich der Gelenke zu erwarten. Deutlich ausgeprägte Ausweichbewegungen, wie sie Volleyballspieler vermehrt zeigen, verstärken zudem die Belastung im Kniegelenk und an der Patella- und Quadricepssehne.

Schätzt man die Anzahl der Sprünge der Volleyballspieler höheren Leistungsniveaus pro Saison, kommt man bei 100 bis maximal 200 Sprüngen pro Spiel (Diessner et al., 1985; Schafle et al., 1990) und Sprungserien von 100 pro Training (Voigt & Richter, 1991) auf mehrere 10.000 Sprünge. Wenn auch wegen der Einführung des Rally-Point-Systems kürzere Spiele stattfinden und somit weniger gesprungen und gelandet wird, so wird aufgrund der zunehmenden Bedeutung eines einzelnen Punkts der Schwerpunkt im Training vermehrt auf Schmetterschläge gesetzt, um deren Effektivität zu erhöhen. Für Kujala et al. (1989) ist allein die Anzahl der Sprünge Ursache für Schmerzen im Kniebereich. Zieht man sowohl die hohe Belastung bei den einzelnen Sprüngen als auch die große Anzahl der Sprünge pro Einheit und Saison in Betracht, können negative biologische Reaktionen bestimmter Strukturen (z.B. der Gelenkknorpel) vor allem im Kniebereich vermutet werden.

Tatsächlich weisen Volleyballspieler insbesondere in diesem Bereich eine hohe Verletzungsrate sowie Überlastungsschäden auf (z.B. Frohberger et al., 1988; Schafle et al., 1990; Hölker & Wegener, 1995). Letztere zeigen sich vor allem im Patellaspitzensyndrom oder in der Chondropathia patellae (Frohberger et al., 1988; Feretti et al., 1990; Hölker & Wegener, 1995).

Bei handballspezifischen Landungen ergibt sich eine andere Belastungsstruktur. Hier sind weniger die Probleme im Bereich der Kniesehnen, sondern eher in den Gelenken selbst zu erwarten. Die auftretenden hohen Belastungen in den Gelenken können eher zu akuten Verletzungen oder zu Schädigungen im Gelenk (z.B. Knorpelschäden) führen. Entsprechend

weisen auch Leidinger et al. (1990) und Andrén-Sandberg (1997) auf Überlastungsschäden im Sprung- und Kniegelenk hin.

Daneben ergibt sich eine hohe Anzahl an Verletzungen, die durch Eigenverschulden bzw. mangelnde Technik bedingt sind (Luck & Wolff, 1991). Hierzu zählen Rotationsbewegungen mit fixiertem Fuß oder auch die Landetechnik nach einem Sprungwurf. Tatsächlich setzen die Handballspieler die Ferse früher auf als die Volleyballspieler. Der Fuß ist damit auf dem Boden fixiert und die Bewegungsfreiheit im Fuß deutlich verringert. Beispielsweise kann auf Stöße eines Gegenspielers, die den Körper in Rotation versetzen, nicht adäquat reagiert werden.

Zusammenfassend zeigt sich, dass die sportartspezifischen Landungen bestimmte Strukturen des Körpers unterschiedlich stark belasten. Hinsichtlich der entscheidenden Faktoren

- Maximalwerte (insb. handballspezifisch),
- deren Dauer (insb. volleyballspezifisch) sowie
- Wiederholungsrate (insb. volleyballspezifisch)

kann auf eine sehr hohe Belastung geschlossen werden, so dass ein Zusammenhang mit den auftretenden Verletzungen bzw. Überlastungsschäden wahrscheinlich ist. Die unterschiedlichen Verletzungs- bzw. Überlastungsstrukturen im Hand- und Volleyball spiegeln auch deren Belastungsstrukturen wider.

## **6.4 Hinweise zur Landetechnik**

Wie in Abschnitt 6.3 aufgeführt, werden bei unterschiedlichen Landetechniken verschiedene Strukturen des Körpers unterschiedlich stark belastet. Personen mit unterschiedlichen anatomischen und physiologischen Voraussetzungen reagieren möglicherweise anders auf die gleiche Belastung. Zudem ist der Zustand des Körpers (z.B. Ermüdung, Motivation, Training) ebenfalls zu berücksichtigen. Daher ist eine flexible Landetechnik anzustreben, die in Abhängigkeit von den Bedingungen optimal ist. Zur möglichst geringen Belastung bei Landungen lassen sich einige Hinweise aufführen:

- Optimal sind beidbeinige Landungen mit leicht außenrotierten Füßen.
- Einbeinige Landungen sind wegen der höheren Belastung und Verletzungsgefahr gegenüber beidbeinigen Landungen unbedingt zu vermeiden.
- Weiche Landungen sind gegenüber harten Landungen zu bevorzugen (auch Fröhner et al., 1976, Dufek & Bates, 1990), das heißt,
- die Landung nicht zu gestreckt einzuleiten und
- mit einer größeren Flexion fortzusetzen (Amplitude: 65-70° nach Lafortune, 1985).



- Der minimale Kniewinkel liegt im Bereich von 100°. Weniger als 90° sollten wegen des Drucks im Patellafemoralgelenk keinesfalls erreicht werden (auch Steeger et al., 1978).
- Größere Ausweichbewegungen von mehreren Zentimetern sollten im Sinne einer axialen Gelenkbelastung vermieden werden (auch Henne, 1999; Sommer, 1988).
- Über den Einsatz der Muskulatur können bei Vorfußlandungen gegenüber Flachfußlandungen die Belastungsspitzen abgedämpft werden (auch Schmidtbleicher, 1983; Dufek & Bates, 1990; Quade, 1991; DeVita & Skelly, 1992).
- Ein kontrolliertes Nach-vorne-Führen des Knies ist einem schnellen, unkontrollierten Nach-vorne-Schlagen vorzuziehen (auch Stacoff et al., 1987).
- Unter Umständen bietet sich die Möglichkeit, mit Hilfe von Nachstellschritten die Belastung auf mehrere Landungsschritte zu verteilen.
- Die Konzentration ist nicht nur auf die Schlag- oder Wurfbewegung zu richten, sondern bis zur Landung beizubehalten (auch Büttner-Janz & Schiller 1983).

Aufgrund der hohen Belastungen, die den verschiedenen Körperstrukturen bei der Vielzahl an Sprüngen und Landungen im Hand- und insbesondere Volleyball zugemutet werden, sollte auf eine entsprechende Landetechnik geachtet und diese frühzeitig geschult werden. Die positiven Auswirkungen der Bewegungsänderungen bei Landungen nach einem Sprung als Ergebnis einer Belehrung bei Kindern konnte Gervais (1997) nachweisen.

Unbedingte Voraussetzung ist für die Schulung auch eine gut trainierte Muskulatur. Zudem sollte auf ausgeprägte Regenerationsphasen bei einer großen Anzahl an Sprüngen geachtet werden, insbesondere wenn auf hartem Untergrund trainiert wird.

## 7 Zusammenfassung und Ausblick

Das wesentliche Ziel dieser Arbeit lag darin, Aussagen über die Belastung der unteren Extremität bei Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen zu finden und dadurch Hinweise zu erhalten, wie die Belastung bei Landungen möglichst reduziert werden kann. Hiermit verbunden war die Konstruktion eines 3-dimensionalen Modells, um die in den Gelenken der unteren Extremität auftretenden inneren Kräfte und Momente zu bestimmen. Muskel- und Sehnenkräfte sind nicht in das Modell integriert, so dass die inneren Kräfte mit dem Zusatz „netto“ zu verstehen sind und unter den tatsächlich im Gelenk auftretenden Kräften liegen. Auf der Grundlage der NEWTONschen Bewegungsgleichungen erfolgten die mathematischen Berechnungen nach der Inversen Dynamik. Die benötigten Eingabeparameter wurden mit Hilfe anthropometrischer, kinematischer und dynamometrischer Messverfahren erhoben.

Zur Bestimmung der Gelenkbelastung wurden die maximale Gelenkkraft, die maximale Kraftrate in den Gelenken und das Head-Injury-Criterion als ein komplexer Parameter ausgewählt. Weitere Parameter dienten entweder zur Ermittlung von Regressionsgeraden oder zur Beschreibung der Landetechnik, der die Sprunghöhe und -weite, Landehärte und -dauer, der Zeitpunkt des Fersenaufsatzes und die Ausweichbewegungen zuzuordnen sind.

An der quasiexperimentellen Untersuchung nahmen 32 aktiv spielende Hand- und Volleyballspieler teil. Aufgenommen wurden die kinematischen und dynamometrischen Daten der Landebewegung nach einem Sprungwurf bzw. Schmetterschlag. Diese Daten gingen in die Modellrechnungen zur Bestimmung der Nettogelenkkräfte und Gelenkmomente ein.

Die Ergebnisse zeigen, dass insgesamt sehr hohe Belastungen in den Gelenken bei den Landungen nach sportartspezifischen Sprüngen vorzufinden sind. Dabei treten sowohl zwischen Hand- und Volleyballspielern als auch innerhalb der Gruppen sehr deutliche Unterschiede auf.

Grundsätzlich nimmt dabei die Gelenkbelastung von distal nach proximal ab, was bedeutet, dass die Belastung für die passiven Strukturen von Gelenk zu Gelenk weiter abgedämpft wird. Im Gegensatz dazu nehmen die Drehmomente im Knie- und Hüftgelenk zu und beanspruchen direkt die Muskulatur und damit indirekt auch wieder das Gelenk. Mit Hilfe der Regressionsgleichungen kann gezeigt werden, dass die Belastungsparameter der Nettogelenkkräfte über den jeweiligen Parameter der Bodenreaktionskraft sehr gut vorhergesagt werden können. Diese Möglichkeit besteht allerdings nicht für die Gelenkmomente.

In der Literatur wird häufig auf Zusammenhänge zwischen der Belastung und der Landetechnik hingewiesen. Allerdings wird vorwiegend ein einfacher Vergleich zwischen der Belastung und einem Merkmal der Landebewegung gezogen.

Ein wesentliches Ergebnis dieser Arbeit ist es, eine Aussage über den komplexen Einfluss der verschiedenen Landebewegungen bzw. -techniken auf die Höhe der Gelenkbelastung treffen zu können. Sehr deutlich kann gezeigt werden, dass die Belastung durch die Landetechnik reduziert werden kann. Zu berücksichtigen ist jedoch, dass die verschiedenen Merkmale der Landetechnik einen unterschiedlich großen Einfluss auf die jeweiligen Belastungsparameter der Gelenke besitzen und vor allem über diese die Belastungsreduktion erfolgen kann. Besonders heben sich hier die Merkmale Zeitpunkt des Fersenaufsatzes und die Landehärte hervor. Zu beachten ist jedoch, dass für jedes Merkmal ein optimaler Bereich existiert, der zu erreichen ist. Beispielsweise gilt für den Fußaufsatz, einerseits die Möglichkeit zur Dämpfung durch das Aufsetzen auf dem Vorfuß zu nutzen, andererseits jedoch das Aufsetzen wegen zunehmender Instabilität im Sprunggelenk nicht in zu großer Extension durchzuführen. Auch für das Merkmal Landehärte existiert ein Optimum zwischen beiden Extremen: Eine zu harte Landung führt zu hohen Gelenkbelastungen der passiven Strukturen, eine zu weiche Landung hingegen zu großen Belastungen der Sehnen vor allem im Kniebereich.

Ein Ergebnis, das in der Literatur bisher wenig diskutiert wird, sind seitliche Bewegungen vor allem des Kniegelenks bei der Landung. Diese so genannten Ausweichbewegungen können bis zu mehreren Zentimetern betragen und beeinflussen die Belastung ebenfalls. An dieser Stelle wird deutlich, dass eine Reduzierung des Modells auf zwei Dimensionen bei der Analyse der Landebewegung nach sportartspezifischen Sprüngen wesentliche Merkmale unberücksichtigt lässt und damit die Gelenkbelastung als zu gering oder falsch eingeschätzt wird.

Zusammenfassend zeigt sich, dass aus den gesamten Ergebnissen verschiedene Hinweise zur Landetechnik abgeleitet werden können, so dass die Belastung bei einer Landung möglichst gering gehalten werden kann: Vorfuß- gegenüber Flachfußlandungen, eher weiche als harte Landungen, geringe Ausweichbewegungen, beidbeinige gegenüber einbeinigen Landungen.

Die bisher aufgezeigten Ergebnisse sind für die ausgewählten Landungen nicht sportartspezifisch. Darüber hinaus weisen die unterschiedlichen Sprungstile, die sich aus den Sportspielen ergeben, auf eine unterschiedliche Belastungsstruktur für Hand- und Volleyballspieler hin. Bei Handballspielern sind insbesondere hohe Belastungen in den Gelenken nachzuweisen, während bei Volleyballspielern die Belastungen im Knie-Sehnen-Bereich sehr hoch

sind. Aufgrund dieser Ergebnisse können die in diesen Sportspielen vorzufindenden Verletzungen und Überlastungsschäden mit den auftretenden Belastungen in Zusammenhang gebracht werden.

Insgesamt zeigt sich, dass mit den Modellrechnungen sinnvolle und praxisrelevante Aussagen gemacht werden können. Die Grenzen des Modells werden an den entsprechenden Stellen deutlich gemacht. Erweiterungsmöglichkeiten sind z.B. durch die Integration der Muskeln oder die Modellierung der speziellen Bodeneigenschaften (Peikenkamp et al., 2002). Für weiterführende Studien öffnet sich ein weites Feld interessanter Fragestellungen:

- Wie stark unterscheiden sich die Belastungen bei unterschiedlichen Leistungsniveaus?
- Ist die Belastung bei der beidbeinigen Landung bei beiden Beinen gleich groß oder existieren Unterschiede in den Gelenken?
- Wie verändert sich die Belastung, wenn der Sportler vom ermüdungsfreien Zustand in die Ermüdung kommt? Welche Hinweise ergeben sich dadurch für die Trainingssteuerung?
- Lassen sich im Rehabilitationsbereich aus dem Vergleich von gesunden und verletzten Probanden wertvolle Erkenntnisse für die postoperative Behandlung gewinnen? Können Unterschiede zwischen der gesunden und der geschädigten Seite aufgezeigt werden?

## Literatur

- Andrén-Sandberg, A. (1997). Verletzungen und Überlastungsschäden im Handball. In Renström, P. (Hrsg.), *Sportverletzungen und Überlastungsschäden. Prävention, Therapie, Rehabilitation* (2. Auflage, S. 304-309). Köln: Deutscher Ärzte Verlag.
- Baker, B. E. (1990). Prevention of ligament injuries to the knee. In Pandolf, H., *Exercise and sport science reviews* (pp. 291-305). Baltimore: Williams & Wilkens.
- Ballreich, R. & Baumann, W. (1988). *Grundlagen der Biomechanik des Sports*. Stuttgart: Enke.
- Bergmann, G., Graichen, F. & Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26 (8), 969-990.
- Bredemeier, H., Späte, D., Schubert, R. & Roth, K. (1992). *Handball Handbuch 2. Grundlagentraining für Kinder und Jugendliche* (2. Auflage). Münster: Philippka.
- Briner, W. W. & Kacmar, L. (1997). Common injuries in volleyball. Mechanisms of injury, prevention and rehabilitation. *Sports Medicine*, 24 (1), 65-71.
- Brinkmann, P., Frobin, W. & Hierholzer, E. (1978). *Belastete Gelenkflächen und Beanspruchung des Hüftgelenks*. Teil I und Teil II. Interner Bericht SFB 88/C1 Nr. 12 und Nr. 14. Münster.
- Bortz, J. (1999). *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Berlin: Springer.
- Büttner-Jan, K./Schiller, B. (1983). Ursachen von akuten Kapselbandverletzungen der Sprunggelenke bei sportlichen Bewegungsabläufen. *Medizin und Sport*, 23, 25-26.
- Caster, B.L. (1998). Landing strategy variations: effects of skill level, task demands and movement type. In Riehle, H.J. & Vieten, M.M. (Eds.), *Book of Abstracts XVIth International Symposium on Biomechanics in Sports I* (pp. 70-73). Konstanz: UVK.
- Caster, B.L. & Bates, B.T. (1995). The assessment of mechanical and neuromuscular response strategies during landing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27 (5), 736-744.
- Clauser, C.E., McConville, J.T., Young, J.W. (1969). *Weight, volume and center of mass of segments of the human body*. Wright-Patterson Air Force Base. AMRL-TR-69-70. Ohio.
- Dawel, A. (1988). *Zur Reduzierung der mechanischen Belastung des hyalinen Knorpels des Kniegelenks bei der Landung auf der Grundlage alternativer Trainingswirkung im Grundlagentraining der Sportart Volleyball*. Leipzig.
- Dawel, A. (1989). Trainingsmethodische Empfehlungen zur Reduzierung der mechanischen Belastung des Kniegelenks bei Landungen nach Sprüngen. *Theorie und Praxis der Körperkultur* (6), 410-414.
- Dawel, A. (1992). Dem Nachwuchs auf die Sprünge helfen! *Volleyballtraining* (6), 81-87.
- Dawel, A., Kroppe, P., & Wittekopf, G. (1989). Die Landephase des Vertikalsprunges – betrachtet unter dem Gesichtspunkt der Prävention von Fehl- und Überlastungsschäden des Stütz- und Bewegungssystems. *Medizin und Sport*, 29 (2), 50-52.
- Dempster, W. (1955). *Space requirements of the seated operator*. WAOC Technical Report, Wright Patterson Air force Base. Ohio.
- Deussen, G. (1981). *Sportschäden am Bewegungsapparat bei Volleyballspielern im Breitensport*. Dissertation, Universität Düsseldorf.
- DeVita, P., & Skelly, W.A. (1992). Effect of loading stiffness on joint kinetics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (1), 108-115.
- Diessner, M., Methner, S. & Wittekopf, G. (1985). Darstellung ausgewählter Untersuchungsergebnisse zur Landetechnik bei sportartspezifischen Sprüngen im Volleyball. *Wissenschaftliche Zeitschrift der deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig*, 26 (1), 64-69.
- Dirksmeyer, J. (1997). Vorsicht vor dem Knie-Fall. *Deutsche Volleyball Zeitung*, 21 (1), 40-42.
- Dufek, J.S. & Bates, B.T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22 (2), 370-377.

- Erbach, M., Hawe, W. & Bernett, P. (1988). Sportverletzungen und Sportschäden beim Volleyballspiel. *Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin*, 4 (2), 26-34.
- Feretti, A., Puddu, G., Mariani, P.O. & Neri, M. (1984). Jumper's knee: An epidemiological study of volleyball players. *Physical Sportsmedicine*, 12, 97-106.
- Feretti, A., Papandrea, P. & Conteduca, E. (1990). Knee injuries in volleyball. *Sports Medicine*, 17 (2), 132-138.
- Fiedler, M. (1985). *Volleyball* (6. Auflage). Berlin: Sportverlag.
- Fink, C., Preiss, R. & Schöllhorn, W.I. (1998). How to find the optimal cutoff frequency for filtering kinematic data. In Riehle, H.J. & Vieten, M.M. (Eds.), *Book of Proceedings XVIth International Symposium on Biomechanics in Sports I* (pp. 451-453). Konstanz: UVK.
- Fink, C., Schöllhorn, W.I. & Jaitner, T. (1999). A more pragmatic criteria for filtering data. In Nigg, B.M. (Ed.), *Book of Abstracts XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics* (p. 565). Calgary.
- Fredberg, U. & Bolvig, L. (1999). Jumper's knee. Review of the literature. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, (9), 66-73.
- Fritz, M. (1979). *Berechnung der Auflagerkräfte und der Muskelkräfte des Menschen bei ebenen Bewegungen aufgrund von kinematographischen Aufnahmen*. Mitteilungen aus dem Institut für Mechanik der Ruhr-Universität Bochum Heft 16.
- Fritz, M. (1999). *Simulation schnell ablaufender Bewegungen im Sport und bei beruflichen Schwingungsbelastungen mit Hilfe von biomechanischen Modellen zur Ermittlung der Beanspruchung des menschlichen Bewegungsapparates*. Düsseldorf: VDI.
- Fröhner, B., Raade, K. & Döring, F. (1976). *Volleyball*. Berlin: Sportverlag.
- Frohberger, U., Sieber, E., Voigt, E. & Eichinger, M. (1988). Leistungssport Volleyball. *Praxis Sporttraumatologie und Sportmedizin*, 4 (2), 3-16.
- Gerberich, S.G., Luhmann, S., Finke, C., Priest, J.D. & Beard, B.J. (1987). Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *Physical Sportsmedicine*, 12 (8), 75-79.
- Gervais, P.L. (1997). *Movement changes in landings from a jump as a result of instruction in children*. Coaching & sport science journal 2 (3), 11-16.
- Glitsch, U. (1992). *Einsatz verschiedener Optimierungsansätze zur komplexen Belastungsanalyse der unteren Extremität*. Dissertation, Sporthochschule Köln.
- Gross, T.S. & Bunch, R.P. (1989). Material moderation of plantar impact Stress. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21 (5), 619-624.
- Gruber, K. (1987). *Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen*. Dissertation, Universität Tübingen.
- Hager, W. & Westermann, R. (1983). Entscheidungen über statistische und wissenschaftliche Hypothesen. *Zeitschrift für Sozialpsychologie*, 14, 106-117.
- Hanavan, E.P. (1964). *Mathematical model of the human body*. AMRL-TR-64-102. Ohio.
- Hatze, H. (1977). A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, 10, 799-805.
- Heck, H. & Henke, T. (1995). Zum Verletzungsgeschehen im Handball. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 46 (6), 320-323.
- Hell, H. & Schönle, C. (1985). Ursachen und Prophylaxe typischer Volleyballverletzungen. *Zeitschrift Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 123, 72-75.
- Henne, S. (1999). Volleyball und Physiotherapie. Sprung und Landetechnik. *Volleyballtraining*, (1), 4-9.
- Hennig, E.M. & Lafortune, M.A. (1991). Relationship between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7 (3), 303-309.

- Hennig, E. & Riehle, H. (1988). Loads on the human body during trampoline exercises. In de Groot, G., Hollander, A.P., Huijing, P.A. & van Ingen Schenau, G.J. (Eds.), *Biomechanics XI-B* (pp. 736-739). Amsterdam: Free University Press.
- Heuchert, R. (1978). Zur Struktur des Sprunges und Entwicklung der Sprungkraft in den Sportspielen. *Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur*, 19 (2), 105-115.
- Hölker, U. & Wegener, B. (1995). Knieverletzungen bei Volleyballspielern. In Dannenmann, F. (Red.), *Volleyball '95. Das Spiel zum Jubiläumsjahr. 21 Symposium des Deutschen Volleyball Verbandes 1995* (S. 177-197). Ahrensburg bei Hamburg: Czwalina.
- Horstmann, M. (1999). *Biomechanischer Vergleich von Landungen beim Volleyball und Handball*. Unveröffentlichte Examensarbeit, Universität Münster.
- Jørgensen, U. (1993). Epidemiology of injuries in handball. In IHF (Ed.), *Sports medicine and handball*. (Series of IHF booklets, pp. 11-17). Werne: Beckmann.
- Johnson, D. P., Wakeley, C.J. & Watt, I. (1996). Magnetic resonance imaging of patellar tendonitis. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 78, 452-457.
- Kälin, X., Stacoff, A., Denoth, J. & Stüssi, E. (1988). Shockabsorption during landing after a jump. In de Groot, G., Hollander, A.P., Huijing, P.A. & van Ingen Schenau, G.J. (Eds.), *Biomechanics XI-B* (pp. 685-688). Amsterdam: Free University Press.
- Käsler, H. (1980). *Handball. Vom Erlernen zum wettkampfmäßigen Spiel* (5. Auflage). Schorndorf: Hofmann.
- Kannus, P. (1997). Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, (7), 78-85.
- Kapandji, I.A. (1985). *Funktionelle Anatomie der Gelenke. Bd. 2. Untere Extremität*. Stuttgart: Enke.
- Kass, A. (1995). Verletzungen – Vorbeugen tut Not. *Deutsche Volleyballzeitung* (4), 50-52.
- Knappe, M. & Gielnik, A. (1983). Anforderungen an Sprunghandlungen in der 1. Bundesliga Herren. *Leistungssport*, 13 (2), 43-45.
- Klose, H. & Preiss, R. (1994). Experimentelle Überprüfung von Modellen zur Bestimmung der Massenträgheitscharakteristik des menschlichen Körpers. In Schmidtbleicher, D. & Müller, A.F. (Hrsg.), *Leistungsdiagnostische und präventive Aspekte der Biomechanik* (S. 189-196). St. Augustin: Academia.
- Kollath, E. & Schwirtz, A. (1991). Abstoppbewegungen in den Sportspielen aus biomechanischer Sicht. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 42 (4), 149-155.
- Komi, P.V., Järvinen, M. & Kokko, O. (1987). In vivo registration of achillestendon forces in man. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 3-8.
- Kremer, B. (1992). Sprungkrafttraining – aber wie? *Volleyballtraining* (5), 77-79 u. (6), 88-93.
- Kujala, U.M., Aalto, T., Östermann, K. & Dahlström, S. (1989). The effect of volleyball playing on the knee extensor mechanism. *The American Journal of Sports Medicine*, 17 (6), 766-769.
- Lafortune, M. (1985). Jumping mechanics and jumper's knee. *Sports science and Medicine*, 2 (1), 2-4.
- Leidig, A. (1986). *Der frontale Angriffsschlag im Volleyball nach hohem Zuspiel – videographische Bewegungsanalyse von Spitzenspielern*. Diplomarbeit, DSHS Köln.
- Leidinger, A., Gast, W. & Pförringer, W. (1990). Traumatologie im Handballsport. *Sportverletzung Sport-schaden*, 4 (2), 65-68.
- Letzelter, H., Scholl, H. & Dafferner, J. (1993). Zum Zusammenhang von Sprunghöhe und Abschlaghöhe im Volleyball. In Dannemann, F. (Red.), *Volleyball Vielfalt. 19. Symposium des Deutschen Volleyball Verbandes* (S. 115-127). Ahrensburg bei Hamburg: Czwalina.
- Liebermann, D.G. & Godman, D. (1991). Effects of visual guidance on the reduction of impacts during landings. *Ergonomics*, 34 (11), 1399-1406.
- Liu, Y. (1993). *Kinematik, Dynamik und Simulation des leichtathletischen Sprints*. Frankfurt am Main: Lang.

- Luck, P. & Glende, K. (1996). Sportmedizinische Aspekte des Handballsports. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 47 (9), 479-488.
- Luck, P. & Wolff, T. (1991). Ätiologie, Lokalisation, Therapie und Prävention typischer Verletzungen in der Sportspielart Handball. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 42 (10), 432-439.
- Ludwig, T., Pieper, H.-G. & Pühler, B. (1992). Muskuläre Ungleichgewichte bei Handballspielern. *Handballtraining*, 14 (4+5), 19-23.
- McClay, I.S., Robinson, J.R., Andriacchi, T.P., Frederick, T.G., Martin, P., Valiant, G., Williams, K.R. & Cavanagh, P.R. (1994). A profile of ground reactions forces in professional basketball. *Journal of Applied Biomechanics* (10), 222-236.
- McNair, P.J. & Prapavessis, H. (1999). Normative data of vertical ground reaction forces during landing from a jump. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2 (1), 86-88.
- McNair, P.J., Prapavessis, H. & Callender, K. (2000). Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*, 34 (4), 293-296.
- McNitt-Gray, J.L. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Biomechanics*, 7 (2), 201-224.
- McNitt-Gray, J.L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three different heights. *Journal of Biomechanics*, 26 (9), 1017-1046.
- McNitt-Gray, J.L., Yokoi, T. & Millward, C. (1994). Landing strategies used by Gymnasts on different surfaces. *Journal of Applied Biomechanics* (10), 237-252.
- Moraldo, M., Kirchner, H.G. & Deussen, G.A. (1981). Das Volleyballspiel aus orthopädischer Sicht. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 32 (11), 286-290.
- Münker, H., Gerlach, J. & Schreiber, U. (1993). Injuries in handball. In IHF (Ed.), *Sports medicine and handball* (Series of IHF booklets, pp. 18-24). Werne: Beckmann.
- Natrup, J. (1997). *Resultierende Kräfte und Momente an den Gelenken der unteren Extremität während der Stützphase beim Langstreckenlauf*. Münster: LIT.
- Nicol, K. (1999). Parameters of internal load. In Nigg, B.M. (Ed.), *Book of Abstracts XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics* (p. 788). Calgary.
- Nicol, K. (2000). Belastung und Beanspruchung. *Orthopädieschuhtechnik* (7+8), 24-31.
- Nicol, K. (2001). Überlegungen zum Regelungs-Ansatz bei Schuhuntersuchungen. *Orthopädieschuhtechnik* (9), 42-46.
- Nigg, B.M. (1980). Biomechanische Überlegungen zur Belastung des Bewegungsapparates. In Cotta, H., Krah, H. & Steinbrück, K. (Hrsg.), *Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates* (S. 44-54). Stuttgart: Thieme.
- Nigg, B.M. & Denoth, J. (1980). *Sportplatzbeläge*. Zürich: Juris.
- Nigg, B.M., Denoth, J. & Unoldt, E. (1981). Belastung des menschlichen Bewegungsapparates bei ausgewählten Bewegungen im Kunstturnen. *Leistungssport*, 11 (2), 93-100.
- Nigg, B.M. (1988). The assessment of loads acting on the locomotor system in running and other sport activities. *Seminars in Orthopaedics*, 3 (4), 197-206.
- Ozguven, M. & Berme, M. (1988). An experimental and analytical study of impact. *Journal of Biomechanics*, 21 (12), 1061-1066.
- Panzer, V.P., Wood, G.A., Bates, B.T. & Mason, B.R. (1988). Lower extremity loads in landings of elite gymnasts. In de Groot, G., Hollander, A.P., Huijing, P.A. & van Ingen Schenau, G.J. (Eds.), *Biomechanics XI-B* (pp. 727-735). Amsterdam: Free University Press.
- Papageorgiou, A. & Hummerbrum, B. (1987). Sprunghandlungen im Volleyball. In Dannemann, F. (Red.), *Training und Methodik des Volleyballspiels* (S. 9-36). Ahrensburg bei Hamburg: Czwalina.
- Peikenkamp, K. (1996). *Ein 3-dimensionales, 3-segmentiges, dynamisches Modell des Fußes zur Berechnung interner Kräfte und Momente*. Münster: LIT.



- Peikenkamp, K., van Husen, M. & Nicol, K. (1998). Vertical surface reaction forces during landing on hard and elastic gymnasium surfaces. In Riehle, H.J. & Vieten, M.M. (Eds.), *Book of Abstracts XVIth International Symposium on Biomechanics in Sports II* (pp. 325-328). Konstanz: UVK.
- Peikenkamp, K., van Husen, M. & Nicol, K. (1999). Probleme bei der Bestimmung der äußeren Belastung auf einem Schwingboden. In Jerosch, J., Nicol, K. & Peikenkamp, K. (Hrsg.), *Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie* (S. 230-241). Darmstadt: Steinkopff.
- Peikenkamp, K., Fritz, M. & Nicol, K. (2002). Simulation of the vertical ground reaction force on sport surfaces during landing. *Journal of Applied Biomechanics*, 18 (2), 122-134.
- Prokop, L. (1981). Verletzungen und Schäden beim Volleyball. *Österreichisches Journal für Sportmedizin*, 11 (2), 7-9.
- Pieper, H.-G., Krödel, A. & Quack, G. (1998). Muscular imbalances in elite handball players – practical consequences with respect to the prevention of injuries. In Riehle, H.J. & Vieten, M.M. (Eds.), *Book of Abstracts XVIth International Symposium on Biomechanics in Sports II* (pp. 325-328). Konstanz: UVK.
- Quade, K. (1991). Biomechanical explorations of block and consequences for training and competition. In Dannenmann, F. (Ed.), *Defence in volleyball. CEV Coaches Symposium* (pp. 88-111). Berlin.
- Quade, K. (1993). *Zur Funktion und Belastung der unteren Extremität bei volleyballspezifischen Sprüngen*. Erlensee: SFT.
- Raschka, C., Gläser, H. & de Marées, H. (1995). Unfallhergangstypen im Volleyball und Vorschläge zu ihrer Prävention. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 46 (7/8), 366-371.
- Richards, D.P., Ajemian, S.V., Wiley, J.P. & Zernicke, R.F. (1996). Knee joint dynamics predict patellar tendinitis in elite volleyball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 24 (6), 676-683.
- Saziorski, V.M., Aruin, A.S. & Selujanow, W.N. (1984). *Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates*. Berlin: Sportverlag.
- Schaff, P. (1996). Biomechanische Adaptation im Sport. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 47 (Sonderheft), 273-280.
- Schafle, M.D., Requa, R.K., Patton, W.I. & Garrick, J.G. (1990). Injuries in the 1987 national amateur volleyball tournament. *American Journal of Sports Medicine*, 18 (6), 624-630.
- Schlegel, N., Nowak, M. & Jaenichen, D. (1995). Männer EM '94 – Rückblicke, Analysen, Konsequenzen Teil 2. *Handballtraining*, 17 (1), 24-29.
- Schmidtbleicher, D. (1983). Welche Absprunghöhen bei Tiefsprüngen? *Die Lehre der Leichtathletik*, 34 (2), 47-49.
- Sieber, E., Hünig, R. & Schneider, P.G. (1989). Dysbalancen der Oberschenkelmuskulatur als Ursachen von Kniebeschwerden bei Hochleistungs-Volleyballern. In Böning, D., *Sport – Rettung oder Risiko für die Gesundheit?* (31. Deutscher Sportärztekongress, S. 915-917). Köln: Deutscher Ärzte Verlag.
- Sommer, H.M. (1983). Disposition zur Sprunggelenksverletzung beim Basketballspiel. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 34 (8), 254-255.
- Sommer, H.M. (1988). Patellar chondropathy and apicitis, and muscle imbalances of the lower extrimities in competitive sports. *Sports Medicine*, 15 (5), 386-394.
- Smidt, G.L. (1973). Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics*, 6 (6), 79-92.
- Stacoff, A., Kälin, X. & Stüssi, E. (1987). Belastungen im Volleyball bei der Landung nach dem Block. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38 (11), 458-464.
- Steege, D., Knappmann, J., Hartung, E. & Matzanke, K. (1978). Experimentelle Überlegungen zu der Entstehung des retropatellaren Knorpelschadens beim Sportler. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 29 (8), 213-219.
- Steele, J.R. & Milburn P.D. (1988). Effect of different synthetic sport surfaces on ground reaction forces at landing in netball. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4 (2), 130-145.

- Stein, G. & Rauscher, M. (1989). Biomechanische Erkenntnisse zur Reduzierung von Landebelastungen im Volleyball. *Wissenschaftliche Zeitschrift der deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig*, 30 (2), 86-95.
- Steuer, K. & Hansis, M. (1995). Injuries in German handball – from a sportsman's point of view. In IHF (Ed.), *Sports medicine and handball II* (Series of IHF booklets, pp. 7-12). Werne: Beckmann.
- Stucke, H. (1984). *Zu dynamischen Belastungen des oberen Sprunggelenks und seines Sehnen- und Bandapparates*. Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln.
- Trosse, H.D. (1995). *Handball – Training, Technik und Taktik*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- van Husen, M., Peikenkamp, K. & Nicol, K. (1999). 3-Dimensionale kinematische Bewegungsanalyse zur Abschätzung der Belastungen bei Landungen. In Jerosch, J., Nicol, K. & Peikenkamp, K. (Hrsg.), *Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie* (S. 159-172). Darmstadt: Steinkopff.
- van Soest, A.J., Roebroek, M.E., Bobbert, M.F., Huijing, P.A. & van Ingen-Schenau, G.J. (1985). A comparison of one-legged and two-legged counter movement jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17 (4), 635-639.
- Veloso, A., Correia, P. P., Santos, P. M. H. & Abrantes, J. (1995). Vertical impact absorption during landing after a jump. *Motricidade Humana. Portuguese Journal of Human Performance Studies*, 11, 22-31.
- Violetta, D.R. (1995). Belastungen im Volleyball aus physiologischer Sicht. In Dannenmann, F. (Red.), *Belastung im Volleyball*. (FIVB Trainer Symposium, S. 39-51). Bremen.
- Voigt, H.-F. & Richter, E. (1991). *Betreuen, fördern, fordern. Volleyballtraining im Kindes- und Jugendalter*. Münster: Philippka.
- Voigt, H.-F. (2000). Volleyball verstehen – (Meine) Wege zu einer Philosophie für Vermittlung und Training. In Langolf, K. & Kuhn, P. (Red.), *Volleyball in Lehre und Forschung 1999* (25. Internationales Hochschul-Symposium des Deutschen Volleyball-Verbandes 1999, S. 9-35). Hamburg: Czwalina.
- Warnick, M. (1993). *Erstellung von Verletzungsmustern der Ballsportarten Volleyball, Handball, Basketball und Tennis aus dem ambulanten orthopädisch-sportlichen Bereich im Raum Freising – eine vergleichende Studie*. Erlangen-Nürnberg: Univ.
- Watkins, J. (1997). Verletzungen und Überlastungsschäden im Volleyball. In Renström, P. (Hrsg.), *Sportverletzungen und Überlastungsschäden. Prävention, Therapie, Rehabilitation* (S. 310-322). Köln: Deutscher Ärzte Verlag.
- Watkins, J. & Green, B.N. (1992). Volleyball injuries: a survey of injuries of Scottish National League male players. *British Journal of Sports Medicine*, 26 (2), 135-137.
- Willimczik, K., Daugs, R. & Olivier, N. (1991). Belastung und Beanspruchung als Einflussgrößen der Sportmotorik. In Olivier, N. & Daugs, R. (Hrsg.) *Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung* (S. 6-28). Clausthal-Zellerfeld: dvs.
- Willimczik, K., Sahre, E., Pachur, S. & Wieling, M. (1991). Auswirkungen konditioneller Beanspruchung auf das Fertigkeiteniveau im Sport Basketball. In Daugs, R., Mechling, H., Blischke, K. & Olivier, N. (Hrsg.), *Sportmotorisches Lernen und Techniktraining* (Band 2, S. 32-37). Schorndorf: Hofmann.
- Wolff, T. (1991). *Ursachen, Lokationen, Arten und Präventionen typischer Verletzung in der Sportspielart Handball*. Rostock.
- Zatsiorsky, V. M. (1998). *Kinetics of human motion*. Champaign: Human Kinetics.
- Zhang, S.N., Bates, B.T. & Dufek, J.S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports und Exercise* 32 (4), 812-819.

# Anhang

## Anhang A

### Versuchsprotokoll

**Proband Nr.**

**Name**

**Datum**

<b>Gewicht</b>		<b>Höhe</b>		<b>Breite</b>		<b>Sport</b>
Person:	kg	LWS:	cm	Becken:	cm	Sportart:
Schuhe:	g	Trochanter major:	cm			Spielklasse:
<b>Alter:</b>	Jahre	Kniegelenkspalt:	cm	Kniegelenk:	cm	Händigkeit:
<b>Größe:</b>	cm	Malleolus lateralis:	cm	Sprunggelenk:	cm	

Nr.	Versuch	Hentschel	KMP	Bemerkung
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				

## Anhang B

Tab. A.1: Anzahl der gültigen ein- und beidbeinigen Landungen sowie die Gesamtzahl der Sprünge aller Probanden (Bei fehlenden Angaben konnte keine einbeinige Landung gezeigt werden.)

Handball	Pb 1	Pb 2	Pb 3	Pb 4	Pb 5	Pb 6	Pb 7	Pb 8	Pb 9	Pb 10	Pb 11	Pb 12	Pb 13	Pb 14	Pb 15	Pb 16
beidbeinig	5	5	5	5	5	3	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
einbeinig		5	5	5	5	5	4	4	5	4	5	5		5	4	
gesamt	20	17	13	19	20	20	20	20	18	20	16	17	20	14	20	20

Volleyball	Pb 17	Pb 18	Pb 19	Pb 20	Pb 21	Pb 22	Pb 23	Pb 24	Pb 25	Pb 26	Pb 27	Pb 28	Pb 29	Pb 30	Pb 31	Pb 32
beidbeinig	5	5	5	5	5	5	5	4	5	5	5	4	5	5	4	5
einbeinig		4	5	3		4	5	5	4	5		5	4	5	4	5
gesamt	20	20	16	20	20	20	17	20	20	15	20	20	20	19	20	18

Tab. A.2: Maximale Ausweichbewegungen im Kniegelenk bei den Probanden in verschiedenen Zeiträumen: vom Vorfußaufsatz bis zum Fersenaufsatz ( $s_{t_0-t_F}$ ), vom Fersenaufsatz bis zur ersten maximalen Ausweichbewegung nach lateral oder medial ( $s_{t_F-t_1}$ ) und von der ersten bis zur zweiten maximalen, entgegengesetzt gerichteten Ausweichbewegung ( $s_{t_1-t_2}$ ). Bei fehlenden Angaben liegt keine zweite Ausweichbewegung vor. Positive Werte bedeuten mediale Ausweichbewegungen, negative laterale Ausweichbewegungen. # gibt die Anzahl der Landungen wieder, bei denen ein Richtungswechsel der Ausweichbewegungen von medial nach lateral bzw. von lateral nach medial auftritt.

Handball	Pb 1	Pb 2	Pb 3	Pb 4	Pb 5	Pb 6	Pb 7	Pb 8	Pb 9	Pb 10	Pb 11	Pb 12	Pb 13	Pb 14	Pb 15	Pb 16
$N$	5	10	10	10	10	8	9	9	10	9	10	10	5	10	9	8
#	5	6	0	10	8	8	9	8	2	7	7	1	5	8	0	1
$s_{t_0-t_F}$ Max	1,5	0,6	4,3	0,8	4,1	7,3	6,0	4,3	2,9	-2,6	4,3	2,2	-2,5	4,6	-4,0	3,7
Min	-2,0	-5,8	-2,7	-6,3	-4,7	1,2	-3,6	-5,2	-1,8	-6,7	-5,7	-0,5	-4,4	-3,3	-6,9	-5,5
$M$	-0,6	-2,9	-1,0	-4,1	-2,3	4,7	3,3	1,4	0,7	-4,0	0,3	1,1	-3,9	1,0	-6,5	-1,7
$s_{t_F-t_1}$ Max	-2,5	-0,3	5,2	1,8	2,0	3,0	3,2	2,2	6,3	6,4	6,7	2,8	-2,3	1,7	7,9	5,2
Min	-6,6	-7,9	-3,9	-6,3	-4,4	-6,3	-2,6	-1,5	-3,7	-2,1	-1,7	0,8	-6,0	-4,6	2,0	-5,2
$M$	-4,0	-5,4	1,2	-2,5	-2,3	-0,6	-1,1	0,5	2,2	3,4	0,8	1,7	-3,8	-3,0	5,2	-0,7
$s_{t_1-t_2}$ Max	6,1	5,3		9,3	8,2	2,3	4,8	2,1	7,9	3,4	7,9	6,7	5,7	6,6		1,8
Min	2,1	-5,9		0,5	2,0	-7,6	-5,2	-2,8	-0,8	-5,9	-0,8	1,8	1,2	1,8		-4,0
$M$	4,5	-0,2		4,2	5,8	-2,4	-0,1	-0,5	6,1	-1,0	4,5	3,8	4,6	4,2		-1,1

Volleyball	Pb 17	Pb 18	Pb 19	Pb 20	Pb 21	Pb 22	Pb 23	Pb 24	Pb 25	Pb 26	Pb 27	Pb 28	Pb 29	Pb 30	Pb 31	Pb 32
$N$	5	9	10	8	5	9	10	9	9	10	5	9	9	10	7	10
#	5	7	10	8	4	8	10	6	8	10	5	9	8	9	7	6
$s_{t_0-t_F}$ Max	1,0	8,6	1,8	6,8	1,1	7,0	4,3	6,4	5,4	-2,2	3,9	4,5	4,7	1,9	2,8	3,6
Min	-3,5	4,8	-1,8	-1,7	-5,9	-5,3	-2,9	-3,2	-1,8	-6,2	0,0	-5,5	-4,3	-2,1	-2,1	-4,2
$M$	-1,9	6,2	0,9	4,0	-2,1	0,1	0,3	1,9	0,5	-5,1	1,8	-0,1	0,7	-0,7	-0,7	-0,3
$s_{t_F-t_1}$ Max	1,3	4,6	2,7	2,2	1,0	1,1	-1,7	-0,7	-0,9	-2,6	4,2	-1,8	2,2	-0,2	-0,2	1,6
Min	-4,1	-0,5	-3,7	-1,0	-4,5	-4,8	-6,7	-3,1	-6,9	-6,6	-0,9	-5,8	-4,8	-3,2	-4,1	-4,5
$M$	-2,5	1,5	-2,0	0,9	-2,1	-1,4	-3,6	-1,8	-4,1	-4,7	1,9	-3,5	-1,3	-1,7	-1,7	-1,9
$s_{t_1-t_2}$ Max	10,8	5,2	6,6	4,8	10,9	8,0	8,6	10,6	9,7	11,3	3,5	10,7	5,3	7,4	7,6	5,2
Min	2,3	-9,1	-3,7	-2,2	4,6	-5,6	2,4	2,3	5,1	3,1	-2,5	2,8	-3,1	2,0	1,7	0,0
$M$	6,9	-4,1	1,5	-0,5	7,6	2,7	5,9	7,6	7,1	7,9	-0,7	6,7	2,0	5,0	4,3	2,0

Tab. A.3: *Mediale Bewegung des Sprunggelenks während der Landung (Angaben in cm)*

<b>Handball</b>	<b>Pb 1</b>	<b>Pb 2</b>	<b>Pb 3</b>	<b>Pb 4</b>	<b>Pb 5</b>	<b>Pb 6</b>	<b>Pb 7</b>	<b>Pb 8</b>	<b>Pb 9</b>	<b>Pb 10</b>	<b>Pb 11</b>	<b>Pb 12</b>	<b>Pb 13</b>	<b>Pb 14</b>	<b>Pb 15</b>	<b>Pb 16</b>
<i>N</i>	5	10	10	10	10	8	9	9	10	9	10	10	5	10	9	8
<i>M</i>	0,3	0,1	0,4	0,1	0,8	0,6	0,6	0,4	0,2	0,6	0,9	0,1	0,1	0,9	0,2	1,0
<i>SD</i>	0,1	0,1	0,3	0,1	0,6	0,5	0,6	0,3	0,2	0,4	0,6	0,2	0,1	0,4	0,2	0,8
<b>Maximum</b>	0,4	0,1	1,0	0,1	1,9	1,2	1,6	1,0	0,5	1,1	2,0	0,4	0,2	1,3	0,4	2,3

<b>Volleyball</b>	<b>Pb 17</b>	<b>Pb 18</b>	<b>Pb 19</b>	<b>Pb 20</b>	<b>Pb 21</b>	<b>Pb 22</b>	<b>Pb 23</b>	<b>Pb 24</b>	<b>Pb 25</b>	<b>Pb 26</b>	<b>Pb 27</b>	<b>Pb 28</b>	<b>Pb 29</b>	<b>Pb 30</b>	<b>Pb 31</b>	<b>Pb 32</b>
<i>N</i>	5	9	10	8	5	9	10	9	9	10	5	9	9	10	7	10
<i>M</i>	0,5	0,7	0,6	0,5	0,6	0,4	0,6	0,9	0,4	0,1	0,8	0,3	0,7	0,3	0,6	0,2
<i>SD</i>	0,4	0,7	0,6	0,3	0,2	0,3	0,7	0,6	0,3	0,1	0,6	0,3	0,4	0,4	0,6	0,4
<b>Maximum</b>	1,0	1,7	1,4	1,0	0,7	0,8	1,5	1,9	1,2	0,2	1,4	0,7	1,1	0,7	1,3	0,6

Tab A.4: *Gemittelte Werte der absoluten maximalen Gelenkbeschleunigung (m/s<sup>2</sup>) und deren Zeitpunkte (ms). #a gibt diejenige Anzahl an Landungen an, bei denen die maximale Kniebeschleunigung höher ist als die maximale Beschleunigung im Sprunggelenk und # diejenige Anzahl an Landungen an, bei denen die maximale Kniebeschleunigung später als die maximale Hüftbeschleunigung auftritt.*

<b>Handball</b>	<b>Pb 1</b>	<b>Pb 2</b>	<b>Pb 3</b>	<b>Pb 4</b>	<b>Pb 5</b>	<b>Pb 6</b>	<b>Pb 7</b>	<b>Pb 8</b>	<b>Pb 9</b>	<b>Pb 10</b>	<b>Pb 11</b>	<b>Pb 12</b>	<b>Pb 13</b>	<b>Pb 14</b>	<b>Pb 15</b>	<b>Pb 16</b>
<i>N</i>	5	10	10	10	10	8	9	9	10	9	10	10	5	10	9	8
<b>Max</b>																
<i>SG</i>	157	185	187	115	197	176	161	157	121	220	119	223	186	132	131	139
<i>KG</i>	173	204	220	143	220	129	133	135	128	167	67	259	202	163	99	92
<i>HG</i>	125	114	101	95	153	84	78	97	85	126	51	153	67	139	86	58
<i>#a</i>	4	9	8	10	8	0	0	1	7	0	0	10	4	10	0	0
<b>Zeit</b>																
<i>SG</i>	39	35	23	25	28	27	19	26	30	34	24	26	27	20	27	14
<i>KG</i>	43	38	26	35	35	40	48	51	45	41	65	29	30	41	51	53
<i>HG</i>	45	39	47	38	61	46	45	69	67	47	57	57	30	40	50	73
<i>#t</i>	0	2	0	0	0	0	7	0	0	0	8	0	4	4	5	0

<b>Volleyball</b>	<b>Pb 17</b>	<b>Pb 18</b>	<b>Pb 19</b>	<b>Pb 20</b>	<b>Pb 21</b>	<b>Pb 22</b>	<b>Pb 23</b>	<b>Pb 24</b>	<b>Pb 25</b>	<b>Pb 26</b>	<b>Pb 27</b>	<b>Pb 28</b>	<b>Pb 29</b>	<b>Pb 30</b>	<b>Pb 31</b>	<b>Pb 32</b>
<i>N</i>	5	9	10	8	5	9	10	9	9	10	5	9	9	10	7	10
<b>Max</b>																
<i>SG</i>	139	124	151	171	126	126	162	148	173	138	143	172	183	162	169	138
<i>KG</i>	113	101	117	154	73	95	150	97	166	138	138	150	187	174	183	140
<i>HG</i>	84	98	109	83	75	111	102	63	108	92	74	117	124	118	130	87
<i>#a</i>	0	0	0	0	0	0	0	1	3	5	2	3	6	9	7	6
<b>Zeit</b>																
<i>SG</i>	20	16	25	15	23	14	32	14	27	33	12	26	30	26	21	39
<i>KG</i>	73	60	55	77	59	45	41	69	40	42	66	39	46	35	28	47
<i>HG</i>	76	57	59	76	75	59	41	57	57	44	49	38	38	38	31	44
<i>#t</i>	2	6	2	3	0	1	5	8	0	3	6	5	6	0	0	7

Tab A.5: Mittelwerte der maximalen Bodenreaktionskräfte (G) getrennt nach beid- (b) und einbeinigen (e) Landungen

Handball		Pb 1	Pb 2	Pb 3	Pb 4	Pb 5	Pb 6	Pb 7	Pb 8	Pb 9	Pb 10	Pb 11	Pb 12	Pb 13	Pb 14	Pb 15	Pb 16
<i>N</i>		5	10	10	10	10	8	9	9	10	9	10	10	5	10	9	8
max F	b	5,3	7,1	4,9	4,5	5,2	5,8	3,9	4,6	3,4	4,5	4,2	8,0	7,3	6,3	3,8	3,5
	e		7,1	6,6	5,7	7,0	4,5	6,0	4,6	3,5	5,5	5,2	8,2		6,9	5,3	4,2
max Fx	b	0,4	0,4	0,5	0,6	0,5	0,9	0,4	0,4	0,2	0,3	0,4	0,6	0,7	0,6	0,4	0,3
	e		0,3	0,6	0,5	0,5	0,4	1,3	0,3	0,1	0,4	0,5	1,5		0,9	0,2	0,3
min Fy	b	-1,3	-1,4	-1,5	-1,8	-1,6	-1,6	-1,6	-1,2	-0,9	-0,8	-1,1	-2,3	-1,6	-2,4	-1,1	-1,0
	e		-1,4	-1,7	-1,6	-2,1	-1,0	-2,2	-1,2	-0,6	-1,0	-1,1	-2,4		-2,5	-1,2	-1,0
max Fz	b	5,1	7,0	4,7	4,1	5,0	5,6	3,7	4,5	3,3	4,5	4,1	7,7	7,1	5,8	3,3	3,5
	e		7,0	6,4	5,4	6,7	4,5	5,5	4,5	3,5	5,5	5,1	7,6		6,3	5,2	4,1
Volleyball		Pb 17	Pb 18	Pb 19	Pb 20	Pb 21	Pb 22	Pb 23	Pb 24	Pb 25	Pb 26	Pb 27	Pb 28	Pb 29	Pb 30	Pb 31	Pb 32
<i>N</i>		5	9	10	8	5	9	10	9	9	10	5	9	9	10	7	10
max F	b	3,2	3,0	4,7	3,4	2,7	3,3	3,3	3,1	4,1	4,3	3,5	4,2	4,8	5,2	4,8	3,9
	e		5,1	8,3		5,3	5,2	5,7	3,8	6,3	5,3		6,5	7,3	7,8	8,2	5,3
max Fx	b	0,3	0,6	0,4	0,4	0,3	0,3	0,4	0,4	0,5	0,7	0,5	0,8	0,7	0,8	0,7	0,3
	e		0,8	0,8		0,2	0,6	0,7	0,4	0,8	0,7		0,8	0,7	1,0	1,1	0,4
min Fy	b	-0,9	-1,1	-1,2	-0,9	-0,8	-1,3	-0,8	-1,4	-0,8	-0,8	-1,3	-1,3	-1,3	-1,2	-1,4	-0,8
	e		-1,6	-1,7		-1,2	-1,7	-1,2	-1,1	-1,6	-1,4		-1,5	-1,5	-1,6	-2,4	-1,2
max Fz	b	3,1	2,9	4,6	3,4	2,7	3,2	3,2	3,0	4,0	4,3	3,4	4,1	4,7	5,1	4,7	3,8
	e		4,9	8,2		5,2	5,1	5,6	3,7	6,0	5,2		6,3	7,2	7,6	7,8	5,2

## VBA-Code zur Berechnung der inneren Belastung

```

Sub inBela()
Dim Name As String

Sheets(" ").Select
Range("A1:A5").Copy
Name = Range("A1").Text
Versuch = Range("A2").Text
SpArt = Range("A3").Text
Geschl = Range("A4").Text
Landung = Range("A5").Text
Gewicht = Range("A6").Text
KpLänge = Range("A7").Text

Application.ScreenUpdating = aus
'eingabe
Sheets(" ").Name = "eingabe"
Rows("1:332").Select 'normalerweise 332
Selection.Delete Shift:=xlUp
Rows("1:9").Select
Selection.ClearContents
ActiveWindow.LargeScroll Down:=1
ActiveWindow.SmallScroll Down:=192
Rows("231:500").Select
Selection.Delete Shift:=xlUp

Range("Q11") = "-4/625"
Range("Q12") = "=Z(-1)S+1/625"
Range("Q12:Q12").AutoFill Destination:=Range("Q12:Q230"), Type:= xlFillDefault
Columns("Q:Q").NumberFormat = "0,0000"
Range("Q11:Q230").Select
Selection.Copy
Range("A11:A230").Select
Selection.PasteSpecial Paste:=xlValues, Operation:=xlNone, SkipBlanks:=False, Transpose:=False

Range("A1") = "Pb"
Range("A3") = "V=1, H=2"
Range("A4") = "M=1, w=2"
Range("A5") = "b=1, e=2"
Range("B1") = Name
Range("B2") = Versuch
Range("B3") = SpArt
Range("B4") = Geschl
Range("B5") = Landung
Range("B5") = "=1"
Range("A10") = "Zeit"
Range("B10") = "Hüfte x"
Range("C10") = "Hüfte z"
Range("D10") = "Hüfte y"
Columns("D:D").Cut
Columns("C:C").Insert Shift:=xlToRight
Range("E10") = "Knie x"
Range("F10") = "Knie z"
Range("G10") = "Knie y"
Columns("G:G").Cut
Columns("F:F").Insert Shift:=xlToRight
Range("H10") = "SG x"
Range("I10") = "SG z"
Range("J10") = "SG y"
Columns("J:J").Cut
Columns("I:I").Insert Shift:=xlToRight
Range("K10") = "Ferse x"
Range("L10") = "Ferse z"
Range("M10") = "Ferse y"
Columns("M:M").Cut
Columns("L:L").Insert Shift:=xlToRight
Range("N10") = "om5 x"
Range("O10") = "om5 z"
Range("P10") = "om5 y"

```

```

Columns("P:P").Cut
Columns("O:O").Insert Shift:=xlToRight
Range("Q10") = "Zeit"
Range("R10") = "Fx"
Range("S10") = "Fy"
Range("T10") = "Fz"
Range("U10") = "Mx"
Range("V10") = "My"
Range("W10") = "Mz"
Range("X10") = "ay"
Range("Y10") = "ax"

Range("D1") = "KpGew (kg):"
Range("E1") = Gewicht
Range("D2") = "Länge (cm):"
Range("E2") = KpLänge
Range("F1") = "Saziorsky"
Range("F2") = "Masse"
Range("F3") = "Länge"
Range("F4") = "Träg x"
Range("F5") = "Träg y"
Range("F6") = "Träg z"
Range("G1") = "OS"
Range("H1") = "US"
Range("I1") = "Fuss"
'Saziorsky
Range("G2") = "=-2,649+0,1463*Z(-1)S(-2)+0,0137*ZS(-2)" 'm OS
Range("G3") = "=(-2,42+0,038*Z(-2)S(-2)+0,135*Z(-1)S(-2))/1000" 'l OS
Range("G4") = "=(-3690+32,02*Z(-3)S(-2)+19,24*Z(-2)S(-2))/10000" 'träg OSx
Range("G5") = "=(-3557+31,7*Z(-4)S(-2)+18,61*Z(-3)S(-2))/10000" 'träg OSy
Range("G6") = "=(-13,5+11,3*Z(-5)S(-2)-2,28*Z(-4)S(-2))/10000" 'träg OSz
Range("H2") = "=-1,592+0,0362*Z(-1)S(-3)+0,0121*ZS(-3)" 'm US
Range("H3") = "=(-6,05-0,039*Z(-2)S(-3)+0,142*Z(-1)S(-3))/100" 'l US
Range("H4") = "=(-1152+4,594*Z(-3)S(-3)+6,815*Z(-2)S(-3))/10000" 'träg USx
Range("H5") = "=(-1105+4,59*Z(-4)S(-3)+6,63*Z(-3)S(-3))/10000" 'träg USy
Range("H6") = "=(-70,5+1,134*Z(-5)S(-3)+0,3*Z(-4)S(-3))/10000" 'träg USz
Range("I2") = "=-0,829+0,0077*Z(-1)S(-4)+0,0073*ZS(-4)" 'm FUSS
Range("I3") = "=(3,767+0,065*Z(-2)S(-4)+0,033*Z(-1)S(-4))/100" 'l FUSS
Range("I4") = "=(-97,09+0,414*Z(-3)S(-4)+0,614*Z(-2)S(-4))/10000" 'träg FUx
Range("I5") = "=(-15,48+0,144*Z(-4)S(-4)+0,088*Z(-3)S(-4))/10000" 'träg FUy
Range("I6") = "=(-100+0,48*Z(-5)S(-4)+0,626*Z(-4)S(-4))/10000" 'träg FUz
ActiveSheet.ChartObjects.Add(1080.75, 39.75, 300, 143.25).Select
Application.CutCopyMode = False
ActiveChart.ChartWizard Source:=Range("R10:T230"), Gallery:=xlLine, Format:=2, PlotBy:=xlColumns, _
    CategoryLabels:=0, SeriesLabels:=1, HasLegend:=1
ActiveSheet.ChartObjects.Add(1080.75, 183.75, 358.5, 150.75).Select
Application.CutCopyMode = False
ActiveChart.ChartWizard Source:=Range("Z10:AA230"), Gallery:=xlLine, Format:=2, PlotBy:=xlColumns, _
    CategoryLabels:=0, SeriesLabels:=1, HasLegend:=1
ActiveSheet.ChartObjects.Add(1082.25, 333.75, 342.75, 122.25).Select
Application.CutCopyMode = False
ActiveChart.ChartWizard Source:=Range("E10:E230:H10:H230"), Gallery:=xlLine, Format:=2, PlotBy:=xlColumns, _
    CategoryLabels:=0, SeriesLabels:=1, HasLegend:=1

```

#### Lage KSP

```

Sheets.Add
Sheets("Tabelle1").Select
Sheets("Tabelle1").Name = "LageKsp"
Range("B10") = "OS x" 'nach Saziorsky, mittels Geradengleichung
Range("C10") = "OS y"
Range("D10") = "OS z"
Range("B11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S7*(eingabe!ZS(3)-eingabe!ZS)"
Range("C11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S7*(eingabe!ZS(3)-eingabe!ZS)"
Range("D11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S7*(eingabe!ZS(3)-eingabe!ZS)"
Range("E10") = "US x"
Range("F10") = "US y"
Range("G10") = "US z"
Range("E11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S8*(eingabe!ZS(3)-eingabe!ZS)"
Range("F11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S8*(eingabe!ZS(3)-eingabe!ZS)"
Range("G11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S8*(eingabe!ZS(3)-eingabe!ZS)"
Range("H10") = "Fuss x"
Range("I10") = "Fuss y"
Range("J10") = "Fuss z"

```



```

Range("H11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S9/2*(eingabe!ZS(6)-eingabe!ZS)" /2 da hier nicht komplette Fusslänge einzusetzen ist
Range("I11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S9/2*(eingabe!ZS(6)-eingabe!ZS)"
Range("J11") = "=eingabe!ZS+eingabe!Z3S9/2*(eingabe!ZS(6)-eingabe!ZS)"
Range("B11:J11").AutoFill Destination:=Range("B11:J215"), Type:= xlFillDefault

```

'beschl

```

Sheets.Add
Sheets("Tabelle2").Select
Sheets("Tabelle2").Name = "Beschl"
'Differenzierungsfunktion nach Glitsch: (-a*Z(-2)-b*Z(-1)+b*Z(1)+a*Z(2))/10*Frequenz
Range("B12") = "v x OS"
Range("C12") = "v y OS"
Range("D12") = "v z OS"
Range("E12") = "v x US"
Range("F12") = "v y US"
Range("G12") = "v z US"
Range("H12") = "v x FUSS"
Range("I12") = "v y FUSS"
Range("J12") = "v z FUSS"
'Berechnung von v und a (max/min) der Gelenke (für Statistik)
Range("B13") = "=(-0,583333*eingabe!Z(-2)S-3,83333*eingabe!Z(-1)S+3,83333*eingabe!Z(1)S+0,583333*eingabe!Z(2)S)*625/10"
Range("B13").AutoFill Destination:=Range("B13:J13"), Type:= xlFillDefault
Range("B13:J13").AutoFill Destination:=Range("B13:J213"), Type:= xlFillDefault
'Berechnung von a_Segmente
Range("K14") = "a x OS"
Range("L14") = "a y OS"
Range("M14") = "a z OS"
Range("N14") = "a x US"
Range("O14") = "a y US"
Range("P14") = "a z US"
Range("Q14") = "a x FUSS"
Range("R14") = "a y FUSS"
Range("S14") = "a z FUSS"
Range("K15") = "=(-0,583333*Z(-2)S(-9)-3,83333*Z(-1)S(-9)+3,83333*Z(1)S(-9)+0,583333*Z(2)S(-9))*625/10"
Range("K15").AutoFill Destination:=Range("K15:S15"), Type:= xlFillDefault
Range("K15:S15").AutoFill Destination:=Range("K15:S211"), Type:= xlFillDefault
Range("A2") = "Max"
Range("A3") = "Zeit"
Range("A4") = "Min"
Range("A5") = "Zeit"
Range("A7") = "Max"
Range("A8") = "Zeit"
Range("A9") = "Min"
Range("A10") = "Zeit"
Range("B7") = "=MAX(Z16S:Z210S)"
Range("B8") = "=VERGLEICH(Z(-1)S;Z16S:Z210S;0)/625"
Range("B9") = "=MIN(Z16S:Z210S)"
Range("B10") = "=VERGLEICH(Z(-1)S;Z16S:Z210S;0)/625"
Range("B7:B10").AutoFill Destination:=Range("B7:S10"), Type:= xlFillDefault
Range("B7:S10").Copy
Range("B2").Select
Selection.PasteSpecial Paste:=xlValues, Operation:=xlNone, SkipBlanks:=False, Transpose:=False
'Berechnung von v und a der Segmente
Range("B13") = "=(-0,583333*LageKsp!Z(-2)S-3,83333*LageKsp!Z(-1)S+3,83333*LageKsp!Z(1)S+0,583333*LageKsp!Z(2)S)*625/10"
Range("B13").AutoFill Destination:=Range("B13:J13"), Type:= xlFillDefault
Range("B13:J13").AutoFill Destination:=Range("B13:J213"), Type:= xlFillDefault
Range("B2:J9").NumberFormat = "0,00"
Range("K2:S9").NumberFormat = "0"
Rows("3:3").NumberFormat = "0,0000"
Rows("5:5").NumberFormat = "0,0000"
Rows("8:8").NumberFormat = "0,0000"
Rows("10:10").NumberFormat = "0,0000"

```

'lokale Koordinatensysteme

```

Sheets.Add
Sheets("Tabelle3").Select
Sheets("Tabelle3").Name = "kp_Achsen"

```

```

Range("AD10") = "OSx"
Range("AE10") = "OSy"
Range("AF10") = "OSz"
Range("AD11") = "= eingabe!ZS2 - eingabe!ZS5"
Range("AE11") = "= eingabe!ZS3 - eingabe!ZS6"

```

Range("AF11") = "= eingabe!ZS4 - eingabe!ZS7"

Range("AG10") = "USx"

Range("AH10") = "USy"

Range("AI10") = "USz"

Range("AG11") = "= eingabe!ZS5 - eingabe!ZS8"

Range("AH11") = "= eingabe!ZS6 - eingabe!ZS9"

Range("AI11") = "= eingabe!ZS7 - eingabe!ZS10"

Range("AJ10") = "FUSSx"

Range("AK10") = "FUSSy"

Range("AL10") = "FUSSz"

Range("AJ11") = "= eingabe!ZS8 - eingabe!ZS14"

Range("AK11") = "= eingabe!ZS9 - eingabe!ZS15"

Range("AL11") = "= eingabe!ZS10 - eingabe!ZS16"

Range("AM10") = "SG-Ferse\_x"

Range("AN10") = "SG-Ferse\_y"

Range("AO10") = "SG-Ferse\_z"

Range("AM11") = "= eingabe!ZS11 - eingabe!ZS8"

Range("AN11") = "= eingabe!ZS12 - eingabe!ZS9"

Range("AO11") = "= eingabe!ZS13 - eingabe!ZS10"

Range("AD11:AO11").AutoFill Destination:=Range("AD11:AO215"), Type:= xlFillDefault

'Bestimmung der lokalen Kp\_Achsen

Range("G9") = "OS\_z-Achse normiert"

Range("G10") = "x"

Range("H10") = "y"

Range("I10") = "z"

Range("G11") = "=ZS30/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS30;ZS31;ZS32))"

Range("H11") = "=ZS31/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS30;ZS31;ZS32))"

Range("I11") = "=ZS32/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS30;ZS31;ZS32))"

Range("G11:I11").AutoFill Destination:=Range("G11:I215"), Type:= xlFillDefault

Range("A9") = "OS\_x-Achse normiert"

Range("A10") = "x"

Range("B10") = "y"

Range("C10") = "z"

Range("A11") = "=ZS31 / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS31;ZS30))"

Range("B11") = "=ZS30 / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS31;ZS30))"

Range("C11") = "=0"

Range("A11:C11").AutoFill Destination:=Range("A11:C215"), Type:= xlFillDefault

Range("D9") = "OS\_y-Achse"

Range("D10") = "x"

Range("E10") = "y"

Range("F10") = "z"

Range("D11") = "(ZS8\*ZS3-ZS9\*ZS2)/ WURZEL(QUADRATESUMME(ZS2\*ZS9-ZS3\*ZS8;ZS3\*ZS7-ZS1\*ZS9;ZS1\*ZS8-ZS2\*ZS7))"

Range("E11") = "(ZS9\*ZS1-ZS7\*ZS3)/ WURZEL(QUADRATESUMME(ZS2\*ZS9-ZS3\*ZS8;ZS3\*ZS7-ZS1\*ZS9;ZS1\*ZS8-ZS2\*ZS7))"

Range("F11") = "(ZS7\*ZS2-ZS8\*ZS1)/ WURZEL(QUADRATESUMME(ZS2\*ZS9-ZS3\*ZS8;ZS3\*ZS7-ZS1\*ZS9;ZS1\*ZS8-ZS2\*ZS7))"

Range("D11:F11").AutoFill Destination:=Range("D11:F215"), Type:= xlFillDefault

Range("P9") = "US\_z-Achse normiert"

Range("P10") = "x"

Range("Q10") = "y"

Range("R10") = "z"

Range("P11") = "=ZS33 / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS33;ZS34;ZS35))"

Range("Q11") = "=ZS34 / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS33;ZS34;ZS35))"

Range("R11") = "=ZS35 / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS33;ZS34;ZS35))"

Range("P11:R11").AutoFill Destination:=Range("P11:R215"), Type:= xlFillDefault

Range("J9") = "US\_x-Achse normiert"

Range("J10") = "x" ' US\_y \* US\_z +Koordinatenrichtung = medial beim linken Bein

Range("K10") = "y"

Range("L10") = "z"

Range("J11") = "=ZS35 / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS33;ZS35))"

Range("K11") = "=0"

Range("L11") = "=ZS33 / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS33;ZS35))"

Range("J11:L11").AutoFill Destination:=Range("J11:L215"), Type:= xlFillDefault

```

Range("M9") = "US_y-Achse normiert"
Range("M10") = "x"
Range("N10") = "y"
Range("O10") = "z"
Range("M11") = "=(ZS17*ZS12-ZS18*ZS11) / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS11*ZS18-ZS12*ZS17;ZS12*ZS16-ZS10*ZS18;ZS10*ZS17-ZS11*ZS16))"
Range("N11") = "=(ZS18*ZS10-ZS16*ZS12) / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS11*ZS18-ZS12*ZS17;ZS12*ZS16-ZS10*ZS18;ZS10*ZS17-ZS11*ZS16))"
Range("O11") = "=(ZS16*ZS11-ZS17*ZS10) / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS11*ZS18-ZS12*ZS17;ZS12*ZS16-ZS10*ZS18;ZS10*ZS17-ZS11*ZS16))"

```

```

Range("M11:O11").AutoFill Destination:=Range("M11:O215"), Type:= xlFillDefault

```

```

Range("V9") = "FUSS_y-Achse normiert"
Range("V10") = "x"
Range("W10") = "y"
Range("X10") = "z"
Range("V11") = "=-ZS36/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS36;ZS37;ZS38))"
Range("W11") = "=-ZS37/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS36;ZS37;ZS38))"
Range("X11") = "=-ZS38/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS36;ZS37;ZS38))"

```

```

Range("S9") = "FUSS_x-Achse normiert"
Range("S10") = "x"
Range("T10") = "y"
Range("U10") = "z"
Range("S11") = "=-ZS37/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS36;ZS37))"
Range("T11") = "=-ZS36/WURZEL(QUADRATESUMME(ZS36;ZS37))"
Range("U11") = "=0"

```

```

Range("S11:X11").AutoFill Destination:=Range("S11:X215"), Type:= xlFillDefault

```

```

Range("Y9") = "FUSS_z-Achse normiert"
Range("Y10") = "x"
Range("Z10") = "y"
Range("AA10") = "z"
Range("Y11") = "=(ZS20*ZS24-ZS21*ZS23) / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS20*ZS24-ZS21*ZS23;ZS21*ZS22-ZS19*ZS24;ZS19*ZS23-ZS20*ZS22))"
Range("Z11") = "=(ZS21*ZS22-ZS19*ZS24) / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS20*ZS24-ZS21*ZS23;ZS21*ZS22-ZS19*ZS24;ZS19*ZS23-ZS20*ZS22))"
Range("AA11") = "=(ZS19*ZS23-ZS20*ZS22) / WURZEL(QUADRATESUMME(ZS20*ZS24-ZS21*ZS23;ZS21*ZS22-ZS19*ZS24;ZS19*ZS23-ZS20*ZS22))"

```

```

Range("Y11:AA11").AutoFill Destination:=Range("Y11:AA215"), Type:= xlFillDefault

```

#### 'Winkelberechnung

```

Sheets.Add
Sheets("Tabelle4").Select
Sheets("Tabelle4").Name = "Winkel"
Range("A9") = "Winkel OS_x-Achse"
Range("A10") = "x"
Range("B10") = "y"
Range("C10") = "z"
Range("A11") = "=WENN(kp_Achsen!ZS2>0;ARCCOS(kp_Achsen!ZS1);-1*ARCCOS(kp_Achsen!ZS1))"
Range("B11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS)"
Range("C11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS)"
Range("D9") = "Winkel OS_y-Achse"
Range("D10") = "x"
Range("E10") = "y"
Range("F10") = "z"
Range("D11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS)"
Range("E11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS5)"
Range("F11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS)"
Range("G9") = "Winkel OS_z-Achse"
Range("G10") = "x"
Range("H10") = "y"
Range("I10") = "z"
Range("G11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS)"
Range("H11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS)"
Range("I11") = "=ARCCOS(kp_Achsen!ZS9)"

```

```

Range("J9") = "Winkel US_x-Achse"

```

Range("J10") = "x"  
 Range("K10") = "y"  
 Range("L10") = "z"  
 Range("J11") = "=WENN(kp\_Achsen!ZS12>0;ARCCOS(kp\_Achsen!ZS10);-1\*ARCCOS(kp\_Achsen!ZS10))"  
 Range("K11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("L11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("M9") = "Winkel US\_y-Achse"  
 Range("M10") = "x"  
 Range("N10") = "y"  
 Range("O10") = "z"  
 Range("M11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("N11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS14)"  
 Range("O11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("P9") = "Winkel US\_z-Achse"  
 Range("P10") = "x"  
 Range("Q10") = "y"  
 Range("R10") = "z"  
 Range("P11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("Q11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("R11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS18)"

Range("S9") = "Winkel FUSS\_x-Achse"  
 Range("S10") = "x"  
 Range("T10") = "y"  
 Range("U10") = "z"  
 Range("S11") = "=WENN(kp\_Achsen!ZS20>0;ARCCOS(kp\_Achsen!ZS19);-1\*ARCCOS(kp\_Achsen!ZS19))"  
 Range("T11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("U11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("V9") = "Winkel FUSS\_y-Achse"  
 Range("V10") = "x"  
 Range("W10") = "y"  
 Range("X10") = "z"  
 Range("V11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("W11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("X11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("Y9") = "Winkel FUSS\_z-Achse"  
 Range("Y10") = "x"  
 Range("Z10") = "y"  
 Range("AA10") = "z"  
 Range("Y11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("Z11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("AA11") = "=ARCCOS(kp\_Achsen!ZS)"  
 Range("A11:AA11").AutoFill Destination:=Range("A11:AA215"), Type:= \_  
 xlFillDefault

#### 'Berechnung der Trägheitsmomente

Sheets.Add  
 Sheets("Tabelle5").Select  
 Sheets("Tabelle5").Name = "TrägMom"

#### 'Winkelgeschwindigkeit

Range("K12") = "v x OS"  
 Range("L12") = "v y OS"  
 Range("M12") = "v z OS"  
 Range("K13") = "=-0,583333\*Winkel!Z(-2)S9-3,83333\*Winkel!Z(-1)S9+3,83333\*Winkel!Z(1)S9+0,583333\*Winkel!Z(2)S9)\*625/10"  
 Range("L13") = "=-0,583333\*Winkel!Z(-2)S1-3,83333\*Winkel!Z(-1)S1+3,83333\*Winkel!Z(1)S1+0,583333\*Winkel!Z(2)S1)\*625/10"  
 Range("M13") = "=0"  
 Range("N12") = "v x US"  
 Range("O12") = "v y US"  
 Range("P12") = "v z US"  
 Range("N13") = "=-0,583333\*Winkel!Z(-2)S18-3,83333\*Winkel!Z(-1)S18+3,83333\*Winkel!Z(1)S18+0,583333\*Winkel!Z(2)S18)\* 625/10"  
 Range("O13") = "=-0,583333\*Winkel!Z(-2)S10-3,83333\*Winkel!Z(-1)S10+3,83333\*Winkel!Z(1)S10+0,583333\*Winkel!Z(2)S10)\* 625/10"  
 Range("P13") = "=0"  
 Range("Q12") = "v x FUSS"  
 Range("R12") = "v y FUSS"  
 Range("S12") = "v z FUSS"  
 Range("Q13") = "=-0,583333\*Winkel!Z(-2)S24-3,83333\*Winkel!Z(-1)S24+3,83333\*Winkel!Z(1)S24+0,583333\*Winkel!Z(2)S24)\*625/10"  
 Range("R13") = "=0"  
 Range("S13") = "=-0,583333\*Winkel!Z(-2)S19-3,83333\*Winkel!Z(-1)S19+3,83333\*Winkel!Z(1)S19+0,583333\*Winkel!Z(2)S19)\*625/10"  
 Range("K13:S13").AutoFill Destination:=Range("K13:S213"), Type:= xlFillDefault

#### 'Berechnung der Winkelbeschleunigung

Range("T14") = "a x OS"  
 Range("U14") = "a y OS"

```

Range("V14") = "a z OS"
Range("W14") = "a x US"
Range("X14") = "a y US"
Range("Y14") = "a z US"
Range("Z14") = "a x FUSS"
Range("AA14") = "a y FUSS"
Range("AB14") = "a z FUSS"
Range("T15") = "=(-0,583333*Z(-2)*S(-9)-3,83333*Z(-1)*S(-9)+3,83333*Z(1)*S(-9)+0,583333*Z(2)*S(-9))*625/10"
Range("T15").AutoFill Destination:=Range("T15:AB15"), Type:= xlFillDefault
Range("T15:AB15").AutoFill Destination:=Range("T15:AB211"), Type:= xlFillDefault

```

```

Range("A14") = "t_x OS"
Range("B14") = "t_y OS"
Range("C14") = "t_z OS"
Range("A15") = "=eingabe!Z4S7*ZS20 + (eingabe!Z6S7-eingabe!Z5S7)*ZS12*ZS13"
Range("B15") = "=eingabe!Z5S7*ZS21 + (eingabe!Z4S7-eingabe!Z6S7)*ZS13*ZS11"
Range("C15") = "=0"

```

```

Range("D14") = "t_x US"
Range("E14") = "t_y US"
Range("F14") = "t_z US"
Range("D15") = "=eingabe!Z4S8*ZS23 + (eingabe!Z6S8-eingabe!Z5S8)*ZS15*ZS16"
Range("E15") = "=eingabe!Z5S8*ZS24 + (eingabe!Z4S8-eingabe!Z6S8)*ZS16*ZS14"
Range("F15") = "=0"

```

```

Range("G14") = "t_x FUSS"
Range("H14") = "t_y FUSS"
Range("I14") = "t_z FUSS"
Range("G15") = "=eingabe!Z4S9*ZS26 + (eingabe!Z6S9-eingabe!Z5S9)*ZS18*ZS19"
Range("H15") = "=0"
Range("I15") = "=eingabe!Z6S9*ZS28 + (eingabe!Z5S9-eingabe!Z4S9)*ZS17*ZS18"

```

```

Range("A15:I15").AutoFill Destination:=Range("A15:I211"), Type:= xlFillDefault

```

#### 'Berechnung von Kräften

```

Sheets.Add
Sheets("Tabelle6").Select
Sheets("Tabelle6").Name = "Kräfte"
'Einlesen der Kräfte
Sheets("eingabe").Range("R15:T211").Copy
Range("B15:D211").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B14") = "Fx"
Range("C14") = "Fy"
Range("D14") = "Fz"
'Berechnung der Kräfte
Range("E14") = "Fx_SG"
Range("E15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S9 * beschl!ZS17)"
Range("F14") = "Fy_SG"
Range("F15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S9 * beschl!ZS18)"
Range("G14") = "Fz_SG"
Range("G15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S9 * (beschl!ZS19 + 9,81))"
Range("H14") = "Fx_Knie"
Range("H15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S8 * beschl!ZS14)"
Range("I14") = "Fy_Knie"
Range("I15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S8 * beschl!ZS15)"
Range("J14") = "Fz_Knie"
Range("J15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S8 * (beschl!ZS16 + 9,81))"
Range("K14") = "Fx_Hüfte"
Range("K15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S7 * beschl!ZS11)"
Range("L14") = "Fy_Hüfte"
Range("L15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S7 * beschl!ZS12)"
Range("M14") = "Fz_Hüfte"
Range("M15") = "=(ZS(-3) - eingabe!Z2S7 * (beschl!ZS13 + 9,81))"
Range("E15:M15").AutoFill Destination:=Range("E15:M211"), Type:= xlFillDefault
Range("N14") = "Zeit"
Range("O14") = "Fx/G"
Range("P14") = "Fy/G"
Range("Q14") = "Fz/G"
Range("R14") = "Fx_SG/G"
Range("S14") = "Fy_SG/G"
Range("T14") = "Fz_SG/G"
Range("U14") = "Fx_Knie/G"

```

Range("V14") = "Fy\_Knie/G"  
 Range("W14") = "Fz\_Knie/G"  
 Range("X14") = "Fx\_Hüfte/G"  
 Range("Y14") = "Fy\_Hüfte/G"  
 Range("Z14") = "Fz\_Hüfte/G"  
 Range("AA14") = "F/G"  
 Range("AB14") = "F\_SG/G"  
 Range("AC14") = "F\_Knie/G"  
 Range("AD14") = "F\_Hüfte/G"  
 Range("AE14") = "Zeit"  
 Sheets("eingabe").Range("A15:A211").Copy  
 Range("N15:N211").Insert  
 Range("N15:N211").Copy  
 Range("AE15:AE211").Insert  
 Range("O15") = "=ZS(-13)/ eingabe!Z1S5 / 9,81"  
 Range("O15").AutoFill Destination:=Range("O15:Z15"), Type:= xlFillDefault  
 Range("AA15") = "=WURZEL(QUADRATESUMME(ZS15:ZS16:ZS17))"  
 Range("AB15") = "=WURZEL(QUADRATESUMME(ZS18:ZS19:ZS20))"  
 Range("AC15") = "=WURZEL(QUADRATESUMME(ZS21:ZS22:ZS23))"  
 Range("AD15") = "=WURZEL(QUADRATESUMME(ZS24:ZS25:ZS26))"  
 Range("O15:AD15").AutoFill Destination:=Range("O15:AD211"), Type:= xlFillDefault

'Berechnung der Kräfte innerhalb der lokalen Koordinatensystem

Range("AR14") = "lokFU Fx\_SG/G"  
 Range("AS14") = "lokFU Fy\_SG/G"  
 Range("AT14") = "lokFU Fz\_SG/G"  
 Range("AR15") = "=COS(Winkel!ZS19)\*ZS18+COS(Winkel!ZS20)\*ZS19+COS(Winkel!ZS21)\*ZS20"  
 Range("AS15") = "=COS(Winkel!ZS22)\*ZS18+COS(Winkel!ZS23)\*ZS19+COS(Winkel!ZS24)\*ZS20"  
 Range("AT15") = "=COS(Winkel!ZS25)\*ZS18+COS(Winkel!ZS26)\*ZS19+COS(Winkel!ZS27)\*ZS20"  
 Range("AU14") = "lokUS Fx\_SG/G"  
 Range("AV14") = "lokUS Fy\_SG/G"  
 Range("AW14") = "lokUS Fz\_SG/G"  
 Range("AU15") = "=COS(Winkel!ZS10)\*ZS18+COS(Winkel!ZS11)\*ZS19+COS(Winkel!ZS12)\*ZS20"  
 Range("AV15") = "=COS(Winkel!ZS13)\*ZS18+COS(Winkel!ZS14)\*ZS19+COS(Winkel!ZS15)\*ZS20"  
 Range("AW15") = "=COS(Winkel!ZS16)\*ZS18+COS(Winkel!ZS17)\*ZS19+COS(Winkel!ZS18)\*ZS20"  
 Range("AX14") = "lokUS Fx\_Knie/G"  
 Range("AY14") = "lokUS Fy\_Knie/G"  
 Range("AZ14") = "lokUS Fz\_Knie/G"  
 Range("AX15") = "=COS(Winkel!ZS10)\*ZS21+COS(Winkel!ZS11)\*ZS22+COS(Winkel!ZS12)\*ZS23"  
 Range("AY15") = "=COS(Winkel!ZS13)\*ZS21+COS(Winkel!ZS14)\*ZS22+COS(Winkel!ZS15)\*ZS23"  
 Range("AZ15") = "=COS(Winkel!ZS16)\*ZS21+COS(Winkel!ZS17)\*ZS22+COS(Winkel!ZS18)\*ZS23"  
 Range("BA14") = "lokOS Fx\_Knie/G"  
 Range("BB14") = "lokOS Fy\_Knie/G"  
 Range("BC14") = "lokOS Fz\_Knie/G"  
 Range("BA15") = "=COS(Winkel!ZS1)\*ZS21+COS(Winkel!ZS2)\*ZS22+COS(Winkel!ZS3)\*ZS23"  
 Range("BB15") = "=COS(Winkel!ZS4)\*ZS21+COS(Winkel!ZS5)\*ZS22+COS(Winkel!ZS6)\*ZS23"  
 Range("BC15") = "=COS(Winkel!ZS7)\*ZS21+COS(Winkel!ZS8)\*ZS22+COS(Winkel!ZS9)\*ZS23"  
 Range("BD14") = "lokOS Fx\_Hüfte/G"  
 Range("BE14") = "lokOS Fy\_Hüfte/G"  
 Range("BF14") = "lokOS Fz\_Hüfte/G"  
 Range("BD15") = "=COS(Winkel!ZS1)\*ZS24+COS(Winkel!ZS2)\*ZS25+COS(Winkel!ZS3)\*ZS26"  
 Range("BE15") = "=COS(Winkel!ZS4)\*ZS24+COS(Winkel!ZS5)\*ZS25+COS(Winkel!ZS6)\*ZS26"  
 Range("BF15") = "=COS(Winkel!ZS7)\*ZS24+COS(Winkel!ZS8)\*ZS25+COS(Winkel!ZS9)\*ZS26"  
 Range("AR15:BF15").AutoFill Destination:=Range("AR15:BF211"), Type:= xlFillDefault

'Statistik

Range("N2") = "Max"  
 Range("N3") = "Zeitpkt"  
 Range("N4") = "maxKraftrate"  
 Range("N5") = "mittKraftrate"  
 Range("N6") = "Min"  
 Range("N7") = "Zeitpkt"  
 Range("N8") = "minKraftrate"  
 Range("N9") = "mittKraftrate"  
 Range("N10") = "Länge Kraft"  
 Range("N11") = "Anz. lok Max"  
 Range("Z12") = "Ausw. bei F\_max"  
 Range("AB12") = "Abw.Knie b. Fmax v.Hüfte-SG-Linie"  
 Range("AA12") = "=SVERWEIS(Z(-9)S+0,001;eingabe!Z16S17:Z230S27;10;WAHR)"  
 Range("AC12") = "=SVERWEIS(Z(-9)S(-2)+0,001;eingabe!Z16S17:Z230S27;11;WAHR)"

Range("O2") = "=Max(Z16S:Z65S)"  
 Range("O3") = "=VERGLEICH(Z(-1)S;Z16S:Z210S;0)/625"

```

Range("O5") = "=Z2S/Z3S"
Range("O6") = "=Min(Z16S:Z65S)"
Range("O7") = "=VERGLEICH(Z(-1)S;Z16S:Z210S;0)/625"
Range("O9") = "=Z6S/Z7S"
Range("O2:O9").AutoFill Destination:=Range("O2:BF9"), Type:= xlFillDefault
Range("AE2:AQ9").ClearContents
Range("AQ2") = "Max"
Range("AQ3") = "Zeitpkt"
Range("AQ4") = "maxKrafrate"
Range("AQ5") = "mittKrafrate"
Range("AQ6") = "Min"
Range("AQ7") = "Zeitpkt"
Range("AQ8") = "minKrafrate"
Range("AQ9") = "mittKrafrate"
'Berechnung der max + min Krafrate (min = max der Gegenrichtung)
Range("O4").Select
k = 0
For k = 0 To 15
    maxKrafrate = 0
    minKrafrate = 0
    lokMax = 0
    m = 0
    For m = 0 To 100
        Kraft_i4 = Range("O19").Offset(m - 4, k).Value
        Kraft_i2 = Range("O19").Offset(m - 2, k).Value
        Kraft_i1 = Range("O19").Offset(m - 1, k).Value
        Kraft_0 = Range("O19").Offset(m, k).Value
        Kraft_j1 = Range("O19").Offset(m + 1, k).Value
        Kraft_j2 = Range("O19").Offset(m + 2, k).Value
        Kraft_j4 = Range("O19").Offset(m + 4, k).Value
        Krafrate = (-0.583333 * Kraft_i2 - 3.83333 * Kraft_i1 + 3.83333 * Kraft_j1 + 0.583333 * Kraft_j2) * 625 / 10
        If Krafrate > maxKrafrate Then
            maxKrafrate = Krafrate
        End If
        If Krafrate < minKrafrate Then
            minKrafrate = Krafrate
        End If
        If Kraft_0 > Kraft_i1 And Kraft_i1 > Kraft_i2 And Kraft_i2 > Kraft_i4 And Kraft_0 > Kraft_j1 And Kraft_j1 > Kraft_j2 And Kraft_j2 > Kraft_j4 Then
            lokMax = lokMax + 1
        End If
    Next m
'Bestimmung der Länge der Kraft
    LängeKraft = 0
    n = 0
    For n = 0 To 200
        Länge_i = Range("O16").Offset(n - 1, k).Value
        Länge_j = Range("O16").Offset(n, k).Value
        LängeKraft = LängeKraft + Abs(Länge_i - Länge_j)
    Next n
    Range("O4").Offset(0, k).Value = maxKrafrate
    Range("O8").Offset(0, k).Value = minKrafrate
    Range("O10").Offset(0, k).Value = LängeKraft
    Range("O11").Offset(0, k).Value = lokMax
Next k
Range("AR4").Select
k = 0
For k = 0 To 14
    maxKrafrate = 0
    minKrafrate = 0
    lokMax = 0
    m = 0
    For m = 0 To 100
        Kraft_i4 = Range("AR20").Offset(m - 4, k).Value
        Kraft_i2 = Range("AR20").Offset(m - 2, k).Value
        Kraft_i1 = Range("AR20").Offset(m - 1, k).Value
        Kraft_0 = Range("AR20").Offset(m, k).Value
        Kraft_j1 = Range("AR20").Offset(m + 1, k).Value
        Kraft_j2 = Range("AR20").Offset(m + 2, k).Value
        Kraft_j4 = Range("AR20").Offset(m + 4, k).Value
        Krafrate = (-0.583333 * Kraft_i2 - 3.83333 * Kraft_i1 + 3.83333 * Kraft_j1 + 0.583333 * Kraft_j2) * 625 / 10
        If Krafrate > maxKrafrate Then
            maxKrafrate = Krafrate

```

```

End If
If Krafrate < minKrafrate Then
    minKrafrate = Krafrate
End If
If Kraft_0 > Kraft_i1 And Kraft_i1 > Kraft_i2 And Kraft_i2 > Kraft_i4 And Kraft_0 > Kraft_j1 And Kraft_j1 > Kraft_j2 And Kraft_j2 >
Kraft_j4 Then
    lokMax = lokMax + 1
End If
Next m
'Bestimmung der Länge der Kraft
LängeKraft = 0
n = 0
For n = 0 To 200
    Länge_i = Range("AR16").Offset(n - 1, k).Value
    Länge_j = Range("AR16").Offset(n, k).Value
    LängeKraft = LängeKraft + Abs(Länge_i - Länge_j)
Next n
Range("AR4").Offset(0, k).Value = maxKrafrate
Range("AR8").Offset(0, k).Value = minKrafrate
Range("AR10").Offset(0, k).Value = LängeKraft
Range("AR11").Offset(0, k).Value = lokMax
Next k

'Bestimmung der Landedauer über Impuls
Range("AE1") = "b=0.5,e=1" 'Differenzierung nach ein- und beidbeinigen Landungen
Range("AF1") = "=Eingabe!Z5S2 / 2"
Range("AE2") = "Summe"
Range("AF15") = "=WENN(ZS17>Z1S;1;0)"
Range("AF15").Select
Selection.AutoFill Destination:=Range("AF15:AF211"), Type:= xlFillDefault
Range("AF2") = "=SUMME(Z(13)S:Z(209)S)"
Range("AE3") = "Landedauer"
Range("AF3") = "=Z(-1)S / 625"
Range("AE5") = "Exponent"
Range("AF5") = "4"

'Berechnung des Integrals F hoch n
Range("AF6") = "Integral [Gs]"
Range("AF7") = "bereinigt Integr"
Range("AF8") = "Int F^1.5"
Range("AF9") = "Int F^2"
Range("AF10") = "Int F^2.5"
Range("AF11") = "Int F^3"
Range("AF12") = "Int F^3.5"
Range("AF13") = "Int F^4"
Range("AG14") = "Fy SG"
Range("AH14") = "Fz SG"
Range("AI14") = "F SG"
Range("AJ14") = "Fy Knie"
Range("AK14") = "Fz Knie"
Range("AL14") = "F Knie"
Range("AM14") = "Fy Hüfte"
Range("AN14") = "Fz Hüfte"
Range("AO14") = "F Hüfte"
Range("AG15") = "=WENN(ZS(-14)<0;POTENZ(PRODUKT(-ZS32;ZS(-14));Z5S32);0)"
Range("AH15") = "=WENN(ZS(-14)>0;POTENZ(PRODUKT(ZS32;ZS(-14));Z5S32);0)"
Range("AI15") = "=POTENZ(PRODUKT(ZS32;ZS28);Z5S32)"
Range("AJ15") = "=WENN(ZS(-14)<0;POTENZ(PRODUKT(-ZS32;ZS(-14));Z5S32);0)"
Range("AK15") = "=WENN(ZS(-14)>0;POTENZ(PRODUKT(ZS32;ZS(-14));Z5S32);0)"
Range("AL15") = "=POTENZ(PRODUKT(ZS32;ZS29);Z5S32)"
Range("AM15") = "=WENN(ZS(-14)<0;POTENZ(PRODUKT(-ZS32;ZS(-14));Z5S32);0)"
Range("AN15") = "=WENN(ZS(-14)>0;POTENZ(PRODUKT(ZS32;ZS(-14));Z5S32);0)"
Range("AO15") = "=POTENZ(PRODUKT(ZS32;ZS30);Z5S32)"
Range("AG15:AO15").Select
Selection.AutoFill Destination:=Range("AG15:AO211"), Type:= xlFillDefault
Range("AG6") = "=SUMME(Z(9)S:Z(205)S) / 625"
Range("AG6:AG6").Select
Selection.AutoFill Destination:=Range("AG6:AO6"), Type:= xlFillDefault
n = 4
For m = 1 To 6
    Range("AG6:AO6").Select
    Selection.Copy
    Range("AG14").Offset(-m, 0).Select
    Selection.PasteSpecial Paste:=xlValues, Operation:=xlNone, SkipBlanks:=False, Transpose:=False

```



```
n = n - 0.5
Range("AF5").Value = n
Next m
```

#### 'Berechnung von Momenten

```
Sheets.Add
Sheets("Tabelle7").Select
Sheets("Tabelle7").Name = "Momente"
'Einlesen der Momente
Sheets("eingabe").Range("U15:W211").Copy
Range("B15:D211").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B14") = "Mx"
Range("C14") = "My"
Range("D14") = "Mz"
```

#### 'Berechnung der Momente

```
'SG
Range("N14") = "Fd_FUSSx"
Range("O14") = "Fd_FUSSy"
Range("P14") = "Fd_FUSSz"
Range("N15") = "=(LageKsp!ZS9-eingabe!ZS24)*Kräfte!ZS4 - (LageKsp!ZS10)*Kräfte!ZS3"
Range("O15") = "=(LageKsp!ZS10)*Kräfte!ZS2- (LageKsp!ZS8-eingabe!ZS14)*Kräfte!ZS4"
Range("P15") = "=(LageKsp!ZS8-eingabe!ZS14)*Kräfte!ZS3 - (LageKsp!ZS9-eingabe!ZS24)*Kräfte!ZS2"

Range("Q14") = "Fp_FUSSx"
Range("R14") = "Fp_FUSSy"
Range("S14") = "Fp_FUSSz"
Range("Q15") = "=(LageKsp!ZS9-eingabe!ZS9) *(-Kräfte!ZS7) - (LageKsp!ZS10-eingabe!ZS10)*(-Kräfte!ZS6)"
Range("R15") = "=(LageKsp!ZS10-eingabe!ZS10)*(-Kräfte!ZS5)- (LageKsp!ZS8-eingabe!ZS8) *(-Kräfte!ZS7)"
Range("S15") = "=(LageKsp!ZS8-eingabe!ZS8) *(-Kräfte!ZS6) - (LageKsp!ZS9-eingabe!ZS9) *(-Kräfte!ZS5)"

Range("E14") = "Mx_SG"
Range("F14") = "My_SG"
Range("G14") = "Mz_SG"
Range("E15") = "=- TrägMom!ZS7 + ZS14 + ZS17"
Range("F15") = "=- TrägMom!ZS8 + ZS15 + ZS18"
Range("G15") = "=- TrägMom!ZS9 + ZS16 + ZS19"
```

#### 'Knie

```
Range("T14") = "Fd_USx"
Range("U14") = "Fd_USy"
Range("V14") = "Fd_USz"
Range("T15") = "=(LageKsp!ZS6-eingabe!ZS9)*Kräfte!ZS7 - (LageKsp!ZS7-eingabe!ZS10)*Kräfte!ZS6"
Range("U15") = "=(LageKsp!ZS7-eingabe!ZS10)*Kräfte!ZS5- (LageKsp!ZS5-eingabe!ZS8)*Kräfte!ZS7"
Range("V15") = "=(LageKsp!ZS5-eingabe!ZS8)*Kräfte!ZS6 - (LageKsp!ZS6-eingabe!ZS9)*Kräfte!ZS5"

Range("W14") = "Fp_USx"
Range("X14") = "Fp_USy"
Range("Y14") = "Fp_USz"
Range("W15") = "=(LageKsp!ZS6-eingabe!ZS6)*(-Kräfte!ZS10)- (LageKsp!ZS7-eingabe!ZS7)*(-Kräfte!ZS9)"
Range("X15") = "=(LageKsp!ZS7-eingabe!ZS7)*(-Kräfte!ZS8) - (LageKsp!ZS5-eingabe!ZS5)*(-Kräfte!ZS10)"
Range("Y15") = "=(LageKsp!ZS5-eingabe!ZS5)*(-Kräfte!ZS9) - (LageKsp!ZS6-eingabe!ZS6)*(-Kräfte!ZS8)"

Range("H14") = "Mx_Knie"
Range("I14") = "My_Knie"
Range("J14") = "Mz_Knie"
Range("H15") = "=-ZS(-3) - TrägMom!ZS4 + ZS20 + ZS23"
Range("I15") = "=-ZS(-3) - TrägMom!ZS5 + ZS21 + ZS24"
Range("J15") = "=-ZS(-3) - TrägMom!ZS6 + ZS22 + ZS25"
```

#### 'Hüfte

```
Range("Z14") = "Fd_OSx"
Range("AA14") = "Fd_OSy"
Range("AB14") = "Fd_OSz"
Range("Z15") = "=(LageKsp!ZS3-eingabe!ZS6)*Kräfte!ZS10- (LageKsp!ZS4-eingabe!ZS7)*Kräfte!ZS9"
Range("AA15") = "=(LageKsp!ZS4-eingabe!ZS7)*Kräfte!ZS8 - (LageKsp!ZS2-eingabe!ZS5)*Kräfte!ZS10"
Range("AB15") = "=(LageKsp!ZS2-eingabe!ZS5)*Kräfte!ZS9 - (LageKsp!ZS3-eingabe!ZS6)*Kräfte!ZS8"

Range("AC14") = "Fp_OSx "
Range("AD14") = "Fp_OSy "
Range("AE14") = "Fp_OSz"
Range("AC15") = "=(LageKsp!ZS3-eingabe!ZS3)* -Kräfte!ZS13 - (LageKsp!ZS4-eingabe!ZS4)* -Kräfte!ZS12"
```

```
Range("AD15") = "(LageKsp!ZS4-eingabe!ZS4)* -Kräfte!ZS11 - (LageKsp!ZS2-eingabe!ZS2)* -Kräfte!ZS13"
Range("AE15") = "(LageKsp!ZS2-eingabe!ZS2)* -Kräfte!ZS12 - (LageKsp!ZS3-eingabe!ZS3)* -Kräfte!ZS11"
```

```
Range("K14") = "Mx_Hüfte"
Range("L14") = "My_Hüfte"
Range("M14") = "Mz_Hüfte"
Range("K15") = "=ZS(-3) - TrägMom!ZS1 + ZS26 + ZS29"
Range("L15") = "=ZS(-3) - TrägMom!ZS2 + ZS27 + ZS30"
Range("M15") = "=ZS(-3) - TrägMom!ZS3 + ZS28 + ZS31"
Range("E15:AE15").AutoFill Destination:=Range("E15:AE211"), Type:= xlFillDefault
```

```
Range("AG14") = "Zeit"
Sheets("eingabe").Range("A15:A211").Copy "Zeit"
Range("AG15:AG211").Insert
Range("AG15:AG211").Copy
Range("AQ15:AQ211").Insert
```

```
Range("AH14") = "Mx_SG/G"
Range("AI14") = "My_SG/G"
Range("AJ14") = "Mz_SG/G"
Range("AK14") = "Mx_Knie/G"
Range("AL14") = "My_Knie/G"
Range("AM14") = "Mz_Knie/G"
Range("AN14") = "Mx_Hüfte/G"
Range("AO14") = "My_Hüfte/G"
Range("AP14") = "Mz_Hüfte/G"
```

```
Range("AH15") = "=ZS(-29)/ eingabe!Z1S5 "
Range("AH15").AutoFill Destination:=Range("AH15:AP15"), Type:= xlFillDefault
Range("AH15:AP15").AutoFill Destination:=Range("AH15:AP211"), Type:= xlFillDefault
```

```
Application.ScreenUpdating = an
ActiveWorkbook.SaveAs Filename:= _
"C:\Eigene Dateien\Promotion\Studien\Hauptstudie\Auswertung\" & Name & ".xls", FileFormat:=xlNormal, Password:= _
"", WriteResPassword:= "", ReadOnlyRecommended:=False, _
CreateBackup:=False
ActiveWorkbook.Close
'neuerName = "C:\Eigene Dateien\Promotion\Studien\Hauptstudie\Statistik\" & AuswPb & ".xls"
```

```
End Sub
```

## Abkürzungsverzeichnis:

Pb	Probanden
H	Handballspieler
V	Volleyballspieler und Volleyballspielerinnen
Vm	Volleyballspieler
Vw	Volleyballspielerinnen
b	beidbeinige Landung
e	einbeinige Landung
SG	(obere) Sprunggelenk
KG	Kniegelenk
HG	Hüftgelenk
ant	anterior
post	posterior
med	medial
lat	lateral
ver	vertikal
BRK	Bodenreaktionskraft
G	Gewichtskraft
HIC	Head-Injury-Criterion
F	Kraft
l	Länge (des Segments)
r	Abstand der Kraft vom Gelenk
m	Masse
$\theta$	Trägheitsmoment
s	Weg
v	Geschwindigkeit
a	Beschleunigung
t	Zeitpunkt

## **Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die Dissertation selbständig verfasst und alle ich Anspruch genommenen Hilfsmittel in der Dissertation angegeben habe.

Münster, den

## **Lebenslauf**

### **Persönliches**

Michael van Husen  
geboren am 11.02.1967 in Münster  
verheiratet, zwei Kinder

### **Schulbildung**

1973–1977      Grundschule St. Ida in Münster  
1977–1986      Johann-Conrad-Schlaun Gymnasium in Münster

### **Praktikum**

1987–1988      Medizintechnik, Zentralklinikum Münster

### **Schule/Hochschule**

1989–1996      Lehramtstudium für die Sekundarstufen II und I in den Fächern Mathematik und Sport an der Westfälischen-Wilhelms Universität, Münster  
1997–2000      Wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Bewegungswissenschaften, WWU Münster  
2000–2002      Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Bewegungswissenschaften, WWU Münster  
2002–2003      Referendariat im Studienseminar für die Sekundarstufe II, Rheine  
seit 2003      Lehrer an der Friedensschule, Münster